

## MICROBIOLOGICAL TESTING OF A LIQUID SAMPLE

Publication number: JP2002506632T

Publication date: 2002-03-05

Inventor:

Applicant:

Classification:

- international: C12M1/12; C12M1/34; C12Q1/24; C12M1/12;  
C12M1/34; C12Q1/24; (IPC1-7): C12M1/12; C12M1/34;  
C12Q1/24

- European: C12M1/12C; C12Q1/24

Application number: JP20000536820T 19990316

Priority number(s): WO1999IB00428 19990316; ZA19980002353 19980319

Also published as:



WO9947637 (A1-corr)



WO9947637 (A1)



EP1064351 (A1-corr)



EP1064351 (A1)



US6287849 (B1)

[more >>](#)

[Report a data error here](#)

Abstract not available for JP2002506632T

Abstract of corresponding document: [WO9947637](#)

A culture monitor (10) for microbiological testing of a liquid sample includes a housing having a liquid inlet (30) and a liquid outlet (32, 34), and liquid sample filtration means inside the housing between the liquid inlet (30) and the liquid outlet (32, 34). The liquid sample filtration means including a filter medium (16) so that a liquid sample entering the housing through the liquid inlet (30) passes through the filter medium (16), with microorganisms present in the liquid sample being retained on the filter medium (16) and spent liquid or filtrate passing through the filter medium (16). A reservoir (53) is provided in the housing downstream of the liquid sample filtration means relative to the liquid inlet (30), with a volume of a rehydration agent for a dehydrated culture medium being provided in the reservoir (53), or the reservoir (53) being adapted to retain during filtration, as a rehydration agent, a portion of the filtrate.

Data supplied from the [esp@cenet](#) database - Worldwide

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

A 61 N 5/06

識別記号

F I

A 61 N 5/06

テマコード(参考)

E

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 49 頁)

(21)出願番号 特願平10-549393  
 (86) (22)出願日 平成10年5月13日(1998.5.13)  
 (85)翻訳文提出日 平成11年11月12日(1999.11.12)  
 (86)国際出願番号 PCT/US98/09600  
 (87)国際公開番号 WO98/51235  
 (87)国際公開日 平成10年11月19日(1998.11.19)  
 (31)優先権主張番号 60/046,542  
 (32)優先日 平成9年5月15日(1997.5.15)  
 (33)優先権主張国 米国(US)  
 (31)優先権主張番号 60/077,726  
 (32)優先日 平成10年3月12日(1998.3.12)  
 (33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 パロマー・メディカル・テクノロジーズ・インコーポレーテッド  
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州01803,  
 パーリントン, ケンブリッジ・ストリート  
 82  
 (71)出願人 ザ・ゼネラル・ホスピタル・コーポレーション  
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州02114,  
 ボストン, フルーツ・ストリート 55  
 (72)発明者 アルトшуラー, グレゴリー・ビー  
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州01915,  
 ビヴァリー, プロウトン・ドライブ 304  
 (74)代理人 弁理士 社本 一夫 (外4名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】皮膚科的治療方法及び装置

(57)【要約】

脱毛及びその他の皮膚科的治療に使用すべく光学的放射線のコストを削減し且つ/又はその効果を増すため、連続波(CW)放射線を使用することと、治療容積を予熱することと、予め冷却することと、治療容積の上方の表皮に対し治療中冷却及び治療後冷却を行うことと、散乱を少なくする色々なビーム集束技術及び/又はその他の技術を使用することとを含む、皮膚科的治療の方法及び装置が提供される。上述した色々な目的を達成するため多数の実施の形態が含まれる。

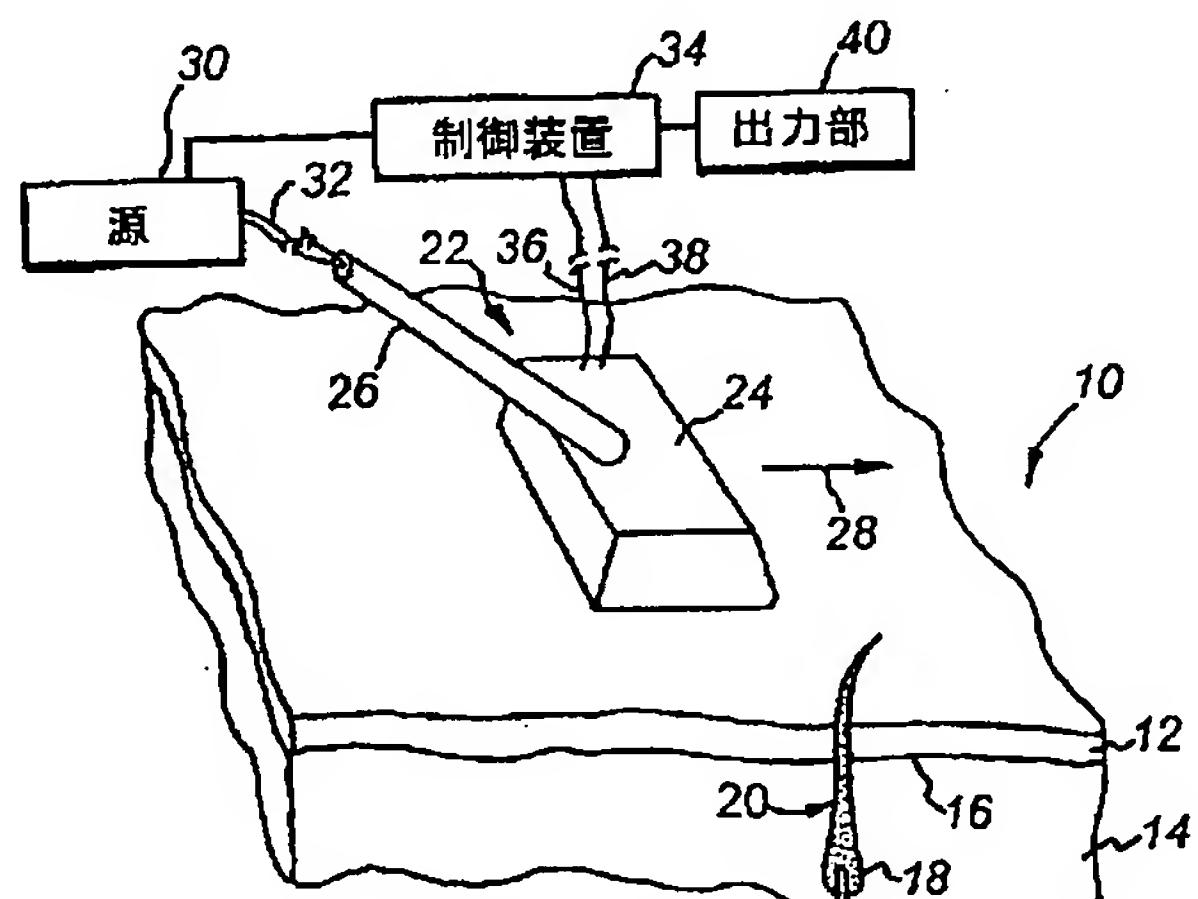


Fig. 1

**【特許請求の範囲】**

1. 患者の皮膚の領域にて選択された皮膚科的治療を行う装置において、選択された皮膚科的治療に適した波長にて連続的波（CW）の放射線源と、貫通するように形成された少なくとも1つの光学的に透明な通路を有するヘッドであって、該通路の各々が、前記源からCW放射線を受け取り得るように接続された基端と、前記患者の皮膚の領域よりも小さく、ヘッドが前記領域の外側で選択した速度にて移動するとき、患者の皮膚と接触するように形成された面にて終わる末端とを有するヘッドとを備える、装置。
2. 請求項1に記載の装置において、ヘッドが、前記少なくとも光学的通路の前にて前記領域の各連続的な部分の外側を移動する部分を備え、該部分が、熱伝導性材料で出来ており、また、前記部分の温度、従って、治療前の皮膚領域の温度を制御する熱的構成要素を備える、装置。
3. 請求項2に記載の装置において、前記構成要素が、ヘッドの前記部分を冷却し、従って、治療前の皮膚領域を冷却する、装置。
4. 請求項2に記載の装置において、前記構成要素が、ヘッドの部分を加熱し、従って、治療前の皮膚領域を加熱する、装置。
5. 請求項2に記載の装置において、ヘッドの前記部分が、互いに熱的に絶縁された第一の部分及び第二の部分に仕切られ、前記第一の部分が、前記第二の部分の前方にあり、前記構成要素が、前記第一の部分を加熱する第一の構成要素と、前記第二の部分を冷却する第二の構成要素とを備える、装置。
6. 請求項1に記載の装置において、前記ヘッドが、前記光学的に透明な通路の後方にて、前記領域の各連続的な部分の外側を移動する部分を有し、該部分が熱伝導性材料で出来ており、また、該部分を冷却する1つの構成要素を備える、装置。
7. 請求項1に記載の装置において、操作者がヘッドを領域の外側で動かすために使用するのに適した、前記ヘッドから突き出すハンドルと、ヘッドの移動速度の表示計とを備える、装置。
8. 請求項1に記載の装置において、前記少なくとも1つの光学的に透明な通

路が、該通路を貫通して少なくとも途中まで伸長すると共に、ヘッドの底部から突き出す光学的通路を有する单一の細長い通路を含む、装置。

9. 請求項8に記載の装置において、前記光学的通路を冷却する1つの構成要素を含み、該冷却した光学的通路が、皮膚と熱的に接触した前記光学的通路がその上を通過するとき、治療中の前記領域内の皮膚から熱を除去する、装置。

10. 請求項1に記載の装置において、ヘッドが皮膚に接触するとき、装置の操作者がヘッドに対し少なくとも十分な圧力を付与して、ヘッドの皮膚接触面と前記領域内の患者の皮膚とを少なくとも十分に熱的に且つ光学的に接触させることを可能にし得るように、前記ヘッドが形成される、装置。

11. 請求項1に記載の装置において、前記少なくとも1つの光学的に透明な通路が、第一の角度にて角度が付けられた複数の第一の光学的通路と、第二の角度にて角度が付けられた複数の第二の光学的通路とを含み、第一及び第二の光学的通路を貫通する光が選択された深さにて収斂するように前記第一及び第二の角度が選択される、装置。

12. 請求項11に記載の装置において、前記選択された深さが、皮膚科的治療が行われる治療中の領域内のある深さである、装置。

13. 請求項11に記載の装置において、患者の皮膚と接触してヘッドの表面に形成された1つの凹所を含み、該凹所が、前記光学的通路の末端にあり、前記選択された深さが、前記凹所内の選択した位置にあり、凹所がその上を通るとき、治療中の前記領域内の皮膚を前記凹所内に動かす手段を含む、装置。

14. 請求項13に記載の装置において、皮膚を前記凹所内に動かす前記手段が、前記源に接続された負圧源を含む、装置。

15. 請求項13に記載の装置において、皮膚を前記凹所内に動かす前記手段が、ヘッドの前記面が患者の皮膚と圧力接触した状態にて、ヘッドが前記領域の外側を移動するとき、その内部の皮膚を連続的に折り重ねることを付勢し得るような形状とされた前記凹所を含む、装置。

16. 請求項13に記載の装置において、脱毛用装置であり、前記凹所が前記ヘッドが移動する方向に対して垂直な方向に細長く、該凹所が、細長の方向に伸長する幾つかの毛包を保持する患者の皮膚の折り重ね部分を通常、受け入れ得るよ

うな寸法とされる、装置。

17. 請求項1に記載の装置において、前記ヘッドが、放射線を受け入れる部分にて患者の皮膚と接触した一部分を有し、また、ヘッドの前記部分を冷却する熱的構成要素を含む、装置。

18. 請求項1に記載の装置において、前記透明な通路が筒形レンズを備える、装置。

19. 請求項18に記載の装置において、前記筒形レンズが、前記ヘッドが前記領域の外側を移動するとき回転するように取り付けられる、装置。

20. 請求項18に記載の装置において、前記レンズが、通常、全内反射させ得るように処理され、該全内反射が、患者の皮膚と接触したレンズの面にて中断する、装置。

21. 請求項1に記載の装置において、前記ヘッドが前記領域の外側を移動する速度を測定する機構を備える、装置。

22. 請求項21に記載の装置において、ヘッドが所定の範囲内の速度にて前記領域の外側を移動するかどうかを決定すると共に、ヘッドが前記範囲外の速度にて移動するとの決定に応答して選択された出力を提供する、前記機構に応答可能な制御装置を備える、装置。

23. 請求項21に記載の装置において、患者に損傷の虞れを与える速度にてヘッドが移動するかどうかを決定すると共に、損傷の危険性の表示に応答して、前記少なくとも1つの通路を通じて患者の皮膚への放射線の付与を停止する、前記機構に応答可能な制御装置を備える、装置。

24. 請求項1に記載の装置において、前記少なくとも1つの透明な通路の末端が、ヘッドの移動方向に対して直角な方向よりも、ヘッドの移動方向に向けてより狭小な非点収差形状を有する、装置。

25. 請求項24に記載の装置において、前記少なくとも1つの透明な通路を横断する前記CW放射線を走査する機構を含む、装置。

26. D E接続部の下方の深さ $d$ に配置された患者の皮膚の選択された容積にて選択された皮膚科的治療を行う装置において、

熱的損傷を生じさせるのに十分な温度まで皮膚の何れの部分も加熱せずに、患

者の皮膚を予熱し、選択された容積を選択された温度まで上昇させる第一の機構と、

前記選択された容積を何ら顕著に冷却する結果となることなく、前記選択された容積の上方の患者の表皮を通常の体温以下の温度まで冷却する第二の機構と、

前記冷却した表皮を通じて、電磁放射線を前記選択した容積に付与する第三の機構であって、放射線が、冷却した表皮を熱的に損傷させることなく、予熱と相俟つて、前記選択された容積内の少なくとも1つの選択した生物学的構成要素に熱的損傷を与えるのに十分な波長、エネルギー及び持続時間である、装置。

27. 請求項26に記載の装置において、加熱又は冷却モードにて作動可能な少なくとも1つの熱的要素を備え、該少なくとも1つの熱的要素が、前記第一の機構及び前記第二の機構の一部を形成する、装置。

28. 請求項27に記載の装置において、前記少なくとも1つの熱的要素が、少なくとも1つの熱電気的要素である、装置。

29. 請求項26に記載の装置において、前記第一の機構が、前記選択された容積内の少なくとも選択した生物学的物質を加熱するのに十分であるが、患者の皮膚を熱的に損傷させるには十分ではない選択された波長及びエネルギーの電磁放射線源を備える、装置。

30. 請求項29に記載の装置において、前記電磁放射線源が、制御可能なエネルギーレベルにて作動可能であり、また、各々に対し選択されたエネルギーレベルにて前記第一及び第三の機構の双方の一部である、装置。

31. 請求項26に記載の装置において、前記第二の機構が、前記第三の機構の作動前及び作動中の双方にて作動し、表皮を熱的損傷から保護する、装置。

32. 患者の皮膚の領域にて選択された皮膚科的治療を行う方法において、前記領域内の患者の皮膚と接触するように貫通して形成された少なくとも1つの光学的に透明な通路を有するヘッドを配置するステップと、

前記少なくとも1つの通路が、前記領域よりも小さい患者の皮膚の一部分と接触した末端を有するようにするステップと、

患者の皮膚と接触する間に、前記ヘッドを前記領域の外側で選択された速度にて動かすステップと、

少なくとも1つの通路を通じて、選択された皮膚科的治療を行うのに適した波長のCW放射線を患者の皮膚に付与するステップとを備える、方法。

33. 請求項32に記載の方法において、前記部分の各々が前記少なくとも1つの通路の外側を移動する前に、患者の皮膚の部分の温度を制御し得るようにヘッドを利用するステップを含む、方法。

34. 請求項33に記載の方法において、前記温度を制御するステップが、皮膚内で熱的損傷が生じる温度以下の温度まで前記部分の各々を加熱するステップを含む、方法。

35. 請求項33に記載の方法において、前記温度の制御ステップが、前記部分の各々を冷却するステップを含む、方法。

36. 請求項33に記載の方法において、前記温度の制御ステップが、前記部分の各々を選択された深さまで加熱するステップと、次に、該部分に対し表皮冷却を行うステップとを含む、方法。

37. 請求項32に記載の方法において、放射線が前記少なくとも1つの通路を通じて付与された後、前記領域内の部分の各々を冷却すべくヘッドを利用するステップを含む、方法。

38. 請求項32に記載の方法において、放射線が前記付与ステップの間、患者の皮膚に付与されるとき、患者の皮膚の各部分を冷却すべくヘッドを利用するステップを含む、方法。

39. 請求項32に記載の方法において、前記移動ステップが、ヘッドの皮膚接觸面と前記領域内の患者の皮膚と良好な熱的且つ光学的接觸の少なくとも一方を保証し得るように前記ヘッドに対し少なくとも十分な圧力を付与するステップを含む、方法。

40. 請求項32に記載の方法において、患者の皮膚と接觸した前記ヘッドの面が該面に形成された凹所を有し、また、凹所がその上を通り、患者の皮膚の連続的な折り重ね部分を前記凹所内に動かすステップを含む、方法。

41. 請求項32に記載の方法において、前記移動ステップが、前記領域との接觸を保ちつつ、前記ヘッドを前記領域の外側で転がすステップを含む、方法。

42. 請求項32に記載の方法において、前記ヘッドが前記領域の外側で移動さ

れるときの速度を測定するステップを含む、方法。

4 3. 請求項3 2に記載の方法において、ヘッドが所定の範囲内の速度にて前記領域の外側を移動するかどうかを決定するステップと、ヘッドが該範囲外の速度にて移動しているとの決定に応答して選択された出力を提供するステップを含む、方法。

4 4. 請求項3 2に記載の方法において、ヘッドが患者に損傷の虞れを与える速度にて移動しているかどうかを決定するステップと、損傷の危険性の表示に応答して、前記少なくとも1つの通路を通じる患者の皮膚への放射線の付与を停止させるステップとを含む、方法。

4 5. 請求項3 2に記載の方法において、前記ヘッドが前記領域の外側を移動する選択された速度が患者の皮膚に顕著な熱的損傷を与えるのを防止するのに十分に速いが、選択された皮膚科的治療を行うのに十分な患者の皮膚の外側での滞在時間を提供するのに十分に遅い、方法。

4 6. 請求項3 2に記載の方法において、前記移動ステップの間、ヘッドが、実質的に一定の速度にて実質的に連続的に移動される、方法。

4 7. D E接続具の下方の深さ $d$ に配置された患者の皮膚の選択された容積にて選択された皮膚科的治療を行う方法において、

(a) 皮膚を熱的に損傷させるのに十分な温度まで皮膚の何れの部分も加熱することなく、患者の皮膚を予熱して、選択された容積を選択された温度まで上昇させるステップと、

(b) 前記選択された容積が何ら顕著に冷却される結果となることなく、前記選択された容積の上方の患者の表皮を通常の体温以下の温度まで冷却するステップと、

(c) 前記冷却した表皮を通じて、電磁放射線を前記選択した容積に付与するステップとを備え、冷却した表皮を熱的に損傷させることなく、放射線が、予熱と相俟って、前記選択された容積内の少なくとも1つの選択した生物学的構成要素に熱的損傷を与えるのに十分な波長、エネルギー及び持続時間であるようにする、方法。

4 8. 請求項4 7に記載の方法において、ステップ(b)が、ステップ(c)の

前及び間の双方にて行われる、方法。

49. D E接続部の下方の深さ  $d$  に配置された患者の皮膚の選択された容積にて選択された皮膚科的治療を行う装置において、

皮膚に対し熱的損傷を生じさせるのに十分な温度まで皮膚の何れの部分も加熱せずに、患者の皮膚を予熱し、選択された容積を選択された温度まで上昇させる第一の機構と、

電磁放射線を前記選択された容積に付与する第二の機構とを備え、周囲の組織を著しく熱的に損傷させることなく、放射線が、予熱と相俟って、前記選択された容積内の少なくとも1つの選択した生物学的構成要素に熱的損傷を与えるのに十分な波長、エネルギー及び持続時間である、装置。

50. 患者の皮膚の領域にて選択された皮膚科的治療を行う装置にて使用されるヘッドにおいて、

十分な熱伝導特性の材料で出来たブロックと、該ブロックを貫通して伸長する複数の第一の光導波管要素と、複数の第二の光導波管要素とを備え、該第一及び第二の光導波管要素が、それぞれ第一の角度及び第二の角度にて角度が付けられ、該角度が、第一及び第二の光導波管要素を透過する光が選択された深さにて収斂し、該光導波管要素には、選択された皮膚科的治療に適した放射線が付与されるように選択される、ヘッド。

51. 請求項50に記載のヘッドにおいて、前記選択された深さが、皮膚科的治療が行われる治療中の領域内のある深さである、ヘッド。

52. 請求項50に記載のヘッドにおいて、患者の皮膚と接触してヘッドの表面に形成された凹所を備え、該凹所が前記光導波管要素の末端にあり、該選択された深さが前記凹所内の選択された位置にあり、治療中の領域内にて皮膚をその上方の前記凹所内に移動する手段を備える、ヘッド。

53. 請求項52に記載のヘッドにおいて、皮膚を前記凹所内に移動する前記手段が、前記源に接続された負圧源を備える、ヘッド。

54. 請求項50に記載のヘッドにおいて、前記ブロックが、患者の皮膚から去る放射線を後方に反射する皮膚の接触面を有する、ヘッド。

55. 請求項50に記載のヘッドにおいて、前記ブロックの温度を制御する機構

を備える、ヘッド。

56. D E接続部の下方の深さ  $d$  に配置された患者の皮膚の選択された容積にて選択された皮膚科的治療を行う方法において、

(a) 皮膚を熱的に損傷させるのに十分な温度まで皮膚の何れの部分も加熱することなく、患者の皮膚を予熱して、選択された容積を選択された温度まで上昇させるステップと、

(b) 電磁放射線を前記選択された容積に付与するステップとを備え、放射線が、予熱と相俟って、前記選択された容積内の少なくとも1つの選択した生物学的構成要素に熱的損傷を与えるのに十分な波長、エネルギー及び持続時間である、方法。

## 【発明の詳細な説明】

### 皮膚科的治療方法及び装置

#### 関連出願

本出願は、その主題を参考として引用し本明細書に含めた、1997年5月15日出願の仮明細書第60/046542号及び1998年3月12日出願の同第60/077726号に基づく優先権を主張するものである。

#### 発明の分野

本発明は、皮膚科的障害を治療するため光学的放射線を使用する方法及び装置、より具体的には、連続波(CW)放射線(この語については以下に定義する)を使用することにより、低エネルギー及び/又は低成本の放射線源を必要とし、また、照射及び/又は放射線の利用を向上させる技術を使用する前に、治療領域を加熱することを必要とする、かかる方法及び装置に関する。

#### 発明の背景

特に、光学的波長帯域におけるレーザ、ランプ及びその他の電磁放射線源は、色々な皮膚科的治療に益々、利用されており、特に、不要な毛、クモ状静脈、下肢静脈、患者の皮膚を通じて見ることのできるその他の静脈又は他の血管、外傷、ぶどう酒様血管腫、刺青等を除去するため利用されている。かかる治療を行うとき、その治療コストは所望の結果が得られるように、可能な限り低く保ち、また、患者への損傷の虞れを最小にすることが望ましい。

連続波(CW)レーザ及びその他のCW放射線源は、典型的に、コスト上の理由のため、比較可能な波長及びエネルギーのパルス源よりも実質的により低廉であるため、かかる皮膚科的治療のため、パルス発生源ではなくてCW源を使用することが好ましい。しかしながら、患者への損傷を防止するため、患者の皮膚の所定の領域に対するエネルギーの付与時間を制御しなければならず、その結果、一般に、色々な皮膚科的治療に使用される、より高価なパルス式光源となる。

更に、通常、皮膚内にある、治療が望まれる領域に放射線を当てる唯一の方法は、放射線をかかる領域に対し上方の表皮を通じて伝送することであるため、入射する放射線の一部分は、表皮内に吸収されて、表皮に損傷を与える可能性がある。このことは、例えば、色々な脱毛治療の場合のように、皮膚内のメラニンを

標的とするとき、格別な問題点となる。それは、皮膚ノ表皮の '(D E) 接続部にて表皮の下方部分にメラニンの相当な集中部分があるからである。更に、治療が必要とされる皮膚が深く且つ／又は治療される要素が大きければ大きい程、より多くのエネルギーを使用しなければならず、このことは、一般に、より強力なレーザ又は他の放射線源を使用し且つ／又はかかる源をより長時間に亘って使用することを含む。このことは、表皮の損傷の可能性を更に増すことになる。

過去、レーザのようなCW放射線源を治療領域に亘って走査する色々な試みが為されており、これらは、放射線源の動きを容易にし得るように放射線源を皮膚から隔たった状態にして行われている。しかしながら、皮膚を保護するために現在利用される技術は、皮膚を接触冷却させることを含むことが頻繁であり、また、脱毛のような特定の治療のためには、患者の皮膚に圧力を加えた状態で治療を行うことも望ましい。また、皮膚と接触したヘッドを使用して照射することは、患者の皮膚内にエネルギーをより効率的に伝送し、これにより、所定の治療エネルギーの密度に必要とされる放射線源の寸法を縮小し、このため、かかる放射線源のコストを削減することになる。放射線源が治療中の領域を加熱するために利用される唯一のものでないならば、このコストは、更に削減することが可能である。

レーザ皮膚科的治療を行うとき、特に、利用されるアプリケータの光学的開口よりも大きい領域に亘ってかかる治療が行われるときの別の問題点は、所望の治療を実現するため全ての領域部分に十分な放射線が付与されるように、その領域に亘って実質的に均一な照射を実現することである一方、その領域の何れの部分も皮膚に熱的損傷を生じさせるような多くの放射線が付与されないようにすることである。かかる均一な照射は、典型的に、円形の開口を利用するパルス式発生源では極めて困難である。典型的に、採用される方法は、所定のパルスにて1つの箇所を照射し、次に、ヘッドを照射のため隣接する箇所まで再位置決めすることである。その箇所が重なり合わない場合、治療中の領域の部分は放射線を受け取らず、不具合なことに、照射出力が光学的開口の全体に亘って均一ではなく、中央付近でより多く、縁部にてより少なくなることが頻繁である。このため、隣接する箇所の間にて一般に多少の重なり合いが生じる。しかしながら、その結果、治療中の領域の幾つかの部分は少なくとも2倍の放射線照射量を受けることにな

り、このことは、これら重なり合い領域内で熱的損傷が生じる可能性がある。このため、既存の技術を利用するパルス式放射線源で治療領域を実質的に均一に照射することは実質的に不可能である。

利用される放射線源から必要なエネルギーを増大させる別の問題点は、既存の装置の場合、所望の治療効果を実現するため標的を加熱することは、放射線源からの放射線によってのみ行われることである。何らかの型式の標的容積の予熱により標的の温度を上昇させることができるとならば、その作業を完成するため放射線源から必要なエネルギー量は実質的に削減されることになろう。しかしながら、かかる予熱は、かかる予熱コストが放射線源に課される必要条件を少なくすることにより達成される削減分を上廻らないような仕方にて行わなければならない。

このため、パルス式発生源ではなくて、CWを利用可能とすることと、利用される放射線アプリケータの光学的開口よりも大きい治療中の領域を実質的に均一に照射することと、所望の治療を実現するために放射線源から必要とされるエネルギーを軽減し得るように治療中の領域を少なくとも部分的に加熱すべく放射線源以外の手段を提供することと、及び／又は放射線源のコストを更に削減するため表皮保護及びエネルギーの伝達の双方を向上させるべく接触冷却／予熱を許容することにより、コストを削減し且つ安定性を向上させる技術である、放射線、特に、光学的放射線を利用して、色々な皮膚科的状態を治療する、改良に係る方法及び装置が必要とされている。

#### 発明の概要

上記に従い、本発明は、治療中の領域内にて患者の皮膚と接触するように形成された少なくとも1つの光学的に透明な通路を有するヘッドを配置することを含む、患者の皮膚の領域内にて選択された皮膚科的治療を行う方法及び装置を提供するものである。該少なくとも1つの通路は、治療中の領域よりも小さい患者の皮膚の一部分と接触した末端を有している。このヘッドは、患者の皮膚と接触した状態を保ちつつ、実質的に均一である、選択された速度にて治療領域の外側を移動し、選択された皮膚科的治療に適した波長のCW放射線がヘッドがその外側

を動くとき、患者の皮膚の少なくとも1つの通路を通じて付与される。

好適な実施の形態の場合、患者の皮膚と接触したヘッドの少なくとも部分は、

熱伝導性材料から成っており、そのヘッドは、治療前、治療の間及び／又は治療後に、治療領域内の患者の皮膚の温度を制御するために利用される。特に、照射前に治療領域の外側を通るヘッド部分は、治療前に、皮膚への熱的損傷が生じる温度以下の温度まで治療中の領域の一部分を加熱し得るように加熱することができる。これと代替的に、このヘッド部分は、治療すべき部分又はその少なくとも表皮層を冷却し、この層を損傷から保護するように冷却してもよい。本発明の1つの実施の形態において、放射線を照射領域に付与するときに通る少なくとも1つの通路の前方におけるヘッド部分は、第一の部分及び第二の部分に分割され、これら部分は、互いに断熱され、第一の部分は第一の構成要素により加熱され、第二の部分は第二の構成要素に冷却されるようにする。その結果、治療すべき領域又は容積を予熱し、また、治療前にかかる治療領域の上方の表皮を冷却することができる。光学的通路自体又はその周りの領域の何れかは、照射中に患者の表皮を冷却し得るように冷却することができ、また、少なくとも1つの光学的通路に従うヘッド部分は表皮を更に保護し得るように冷却することもできる。

該装置は、操作者がヘッドを領域の外側で動かすのに使用するのに適したハンドルであって、ヘッドから突き出すハンドルと、ヘッドの移動速度の表示計とを含むことができる。光学的に透明な通路は、通路を貫通して少なくとも途中まで伸長する導波管又はレンズを有すると共に、ヘッドの底部から突き出す单一の細長い通路とすることができる。本発明の少なくとも1つの実施の形態について、この導波管は治療中に冷却される。これと代替的に、該少なくとも1つの光学的に透明な通路は、第一の角度にて角度を付けられた複数の第一の光導波管要素と、第二の角度にて角度が付けられた複数の第二の光導波管要素を含むことができ、第一及び第二の角度は、第一及び第二の光導波管要素を貫通する光が選択された深さにて収斂し、その深さが、皮膚科的治療が行われる治療箇所（同様に、標的容積又は標的とも称される場合もある）の深さであることが好ましいように選択される。本発明の幾つかの実施の形態において、患者の皮膚と接触したヘッ

ドの表面に凹所が形成され、該凹所は光導波管要素の末端に位置している。この実施の形態の場合、選択された深さすなわち標的は、凹所内の選択された位置にあることが好ましく、また、凹所がその上を通るとき、皮膚を治療領域内にて動かす

ための何らかの手段が提供される。例えば、凹所に対し負圧を付与し、又はヘッドの接触面が患者の皮膚と接触した状態でヘッドを領域の外側にて動かすとき、皮膚をその内部に連続的に折り重ね得るように凹所の形状を設定することにより、皮膚を凹所内に動かすことができる。装置が脱毛装置である実施の形態の場合、凹所は移動方向に対して略垂直な線に沿って配置された1つ以上の毛包を保持する患者の皮膚の折り重ね部分を通常受け入れ得るような寸法とすることができる。

本発明の更なる実施の形態の場合、透明な通路は、筒形レンズを有し、該筒形レンズは、静止型とし、又はヘッドが領域の外側を動くとき、回転し得るように取り付けることができる。また、該ヘッドは、ヘッドが治療領域の外側にて動くときの速度を測定する機構と、かかる機構に応答して、ヘッドが所定の範囲内の速度にて領域の外側を動いているか否かを決定する制御装置とを有することもできる。この測定機構は、例えば、光学式又は動力学式とすることができる。また、熱、電子及び磁気測定機構を使用してもよい。制御装置は、例えば、所望の範囲外の速度にて動いているとの決定に応答して選択された出力、例えば、聴覚的又は視覚的表示を操作者に提供し、操作者がヘッドの移動速度を所望の範囲内に調節することができるようになることができる。ヘッドが治療領域の外側にて機械的に駆動されるとき、制御装置からの出力は、駆動機構に対するフィードバック制御として機能する。また、該制御装置は、患者を損傷させる虞れのある速度にてヘッドが動いているか否かを決定すべく測定装置に応答するようにしてもよい。患者の皮膚に対して少なくとも1つの通路を通じて放射線を付与することは、損傷の虞れありとの表示に応答して終了するようにすることができる。

ヘッドが治療領域の外側を移動するときの速度は、患者の皮膚の各部分における放射線エネルギーの滞在時間を決定する。この速度は、患者の皮膚への熱的損傷

を防止するのに十分な速さであるが、治療中の皮膚部分が所望の治療効果を実現するのに十分な放射線を受け取り得るように十分に遅くなければならない。更に、好適な実施の形態の場合、少なくとも1つの透明な通路の末端は、非点収差の形状を有し、ヘッドの移動に対して直角の方向よりもヘッドの移動方向に向けて狭小である。このことは、比較的大きい領域を所定の時点にて治療し、これにより、所定の治療領域を治療するのに必要な時間を短くする一方、所定の部分における

滞在時間の妥当な制御／感度を提供する。

好適な実施の形態の場合、治療領域内の皮膚の予熱は、CW放射線を使用し且つヘッドを治療領域の外側で動かすことに伴って行われるが、これは本発明を限定するものではなく、治療領域を予熱することは、また、パルス式放射線源を採用するときにも好ましい。かかる適用例において、予熱は治療前、少なくとも治療が望まれる深さまで皮膚を加熱し、任意の深さにて熱的損傷が生じる温度以下の温度とすることにより、治療中の部分と接触した導波管又はヘッドの部分を加熱することにより行われる。また、照射が開始する前に表皮と接触した表面を冷却して、表皮を冷却する。その結果、治療中の領域は、照射が開始されたとき高温であり、このため、照射源から必要とされるエネルギーを軽減する。これと代替的に、治療に使用されるものと同一又は異なるものとすることのできる低エネルギーの放射線源は、予熱作業を行うために使用してもよい。

本発明の上記及びその他の目的、特徴及び有利な点は、添付図面に図示した本発明の好適な実施の形態のより具体的な以下の説明から明らかになるであろう。

#### 図面

図1は、本発明の教示の実施に適した装置の半概略図的な斜視図である。

図2は、第1の実施の形態による本発明の教示の実施に有用なヘッドの断面図である。

図3は、第2の実施の形態による本発明の教示の実施に適したヘッドの断面図である。

図4は、第3の実施の形態による本発明の教示の実施に適したヘッドの断面図

である。

図5は、第4の実施の形態による本発明の教示の実施に適したヘッドの斜視図的な断面図である。

図6a乃至図6bは、放射線エネルギーを供給すべく色々な実施の形態のヘッド内で使用するのに適した非点収差の通路の2つの実施の形態の図である。

図7は、第5の実施の形態による本発明の教示の実施に適した使用中のヘッドの側面図である。

図8は、第6の実施の形態による本発明の教示の実施に適したヘッドの側面断

面図である。

図9は、第7の実施の形態による本発明の教示の実施に適したヘッドの平面斜視図である。

図10a及び図10bは、第8の実施の形態による本発明の教示の実施に適したヘッドのそれぞれ側面断面図及び正面図である。

図11a、11b及び11cは、第9の実施の形態による本発明の教示の実施に適したヘッドを示す、患者の皮膚と接触していないときの側面図、正面図及び患者の皮膚と接触しているときの正面図である。

図12a及び12bは、非点収差の放射線供給通路を横切って放射線源を走査する色々な技術を示すヘッドの部分の斜視図である。

図13は、第10の実施の形態による本発明の1つの形態を実施するのに適したヘッドの側面断面図である。

図14は、本発明の教示を実施するとき、基部層における温度と走査速度との関係を示すグラフである。

図15は、ヘッドの走査速度と選択された深さに配置された毛球の最高温度との関係を示すチャートである。

図16は、単位長さ当たりの動力と毛球の2つの異なる寸法に対する選択された深さにある毛球の最高温度との関係を示すチャートである。

#### 詳細な説明

図1には、本発明の教示の実施に適した全体的な装置が図示されている。図1

は、選択した皮膚科的治療が行われる患者の皮膚の領域 10 が図示されている。上述したように、この治療は、不要な毛、刺青、ぶどう酒様血管腫、クモ状血管又はその他の血管の病変等を除去するためのものとすることができます。患者の皮膚は、表皮層 12 と、皮膚層 14 と、その間の皮膚—表皮 (D/E) 接続部とを有している。一部の皮膚科的治療は、例えば、皮膚の表面の交換のような表皮 17 の加熱を含むが、光学的放射線を使用することを含む殆どの皮膚科的治療は、皮膚層 14 内の選択された容積内（以下、標的容積又は標的と称する）に存在する状態を治療する。例えば、皮膚科的治療が、脱毛である場合、毛包 20 の球 18 を加熱し且つ破壊することが望ましい。表皮 12 は、例えば 0.01 cm の深さで

ある一方、球 18 は、例えば、皮膚内に 3.0 乃至 5.0 mm に入ることがある。本発明の教示を利用して、複数の毛包 20 を同時に加熱し且つ破壊することができる。

本発明の装置は、機械的に駆動することができるが、以下の説明の目的のため、手動（すなわち、手で皮膚表面の上を移動させるもの）と想定するアプリケータ 22 を備えている。アプリケータ 22 は、治療領域内の患者の皮膚に接触するヘッド 24 と、例えば、好ましくはヘッド 24 と患者の皮膚との接触状態を保つつつ、操作者が患者の皮膚を横切って方向 28 に向けてヘッド 24 を動かすべく把持することのできるハンドル 26 とを備えている。かかる接触は、ヘッドの表面と皮膚の表面との間で十分な圧力下にて行われ、好適な実施の形態に対し、その間の良好な熱及び光学的接触状態を確実にする必要がある。かかる圧力は、ヘッドを皮膚に対して押し付けるか、又は負圧を使用して、皮膚をヘッドに対して押し付け、若しくはその 2 つを組み合せることにより実現することができる。

本発明の幾つかの実施の形態について、光学的放射線源 30 が光パイプ 32 に接続され、該光パイプは、図 1 の実施の形態に対し、ハンドル 26 を貫通して伸長する状態で示してあるが、ヘッド 24 に接続し、ヘッドに対し光学的放射線を選択的に提供し、以下に説明する仕方にて、放射線がヘッドを通じて患者の皮膚に付与されるようにすることができる。放射線源 30 は、ルビー、アレキサンドライト、又はその他の固体レーザ源、ガス状レーザ源又はダイオードレーザ源の

ようなコヒーレントな光源とし、又は、閃光灯、蛍光灯、ハロゲン灯又はその他の適当な電灯のような非コヒーレントな光源とすることができる。所望の治療に依存して、放射線源エネルギーは、単一波長とし、非コヒーレントな光源を通過して、所望の波長又は選択した波長帯域を提供することができる。以下の説明において、放射線を選択した波長にて付与すべきことが示されたとき、このことは、単一波長又は波長帯域の何れか妥当な方を意味する。本発明の好適な実施の形態による放射線源30は、また、CW源であり、このCW源は、本発明の目的上、放射線を連続的に発生させる光源又は高反復比／周波数のパルス状源、特に、所定の部分にてヘッドの滞在時間よりも遅いパルス間の遅れを有する光源として定義される。CW放射線は、その何れかの源からの放射線として定義される。

図1において、源30はヘッド24の外側に図示されているが、ダイオードレーザ、ダイオードレーザバー又はその他の十分にコンパクトな放射線源を使用することを含む、本発明の幾つかの実施の形態について、該光源は、ヘッド24内に配置し該源を制御し且つ励起する線は、ハンドル26又はその他を通じてヘッドに接続される。また、例えば、患者の皮膚の外側のヘッド24の移動速度又は表皮の温度に関する情報のような特定の情報を線36を介してヘッド24から受け取り、所望に応じて線38を介してヘッドに制御信号を送ることのできる制御装置34が提供される。線36、38は、ハンドル26を通じてヘッド24に接続され又はその他の方法でヘッドに接続することのできるケーブルの一部とすることができます。制御装置34は、また、源30の作動を制御する出力を発生させ、該源から情報を受け取ることができる。制御装置34は、例えば、ブザー、光、振動器又はその他の操作者へのフィートバック制御のような選択された出力装置40とし、又は用途に依存して、当該技術分野にて公知のその他の型式のものとすることができます。

ヘッド24の特定の実施の形態について、及びかかる実施の形態に従って、色々な皮膚の状態を治療するために図1の装置1を利用することのできる方法について説明する前に、CW放射線源を源30から付与しつつ治療する間に、ヘッド24を患者の皮膚と良好な熱及び光学的接触状態に保つことは、図1に図示する

ように、源がヘッド24の外側に位置するか、又はヘッド内に位置するかに關係なく、色々な皮膚の治療を行うとき、多数の顕著な利点をもたらすことを理解すべきである。第一に、上述したように、比較可能なエネルギーレベルにて作動する同一の放射線源について、CW源は、比較可能なパルス源よりも略常に、著しく経済的である。このため、CW源を使用することが可能である結果、装置のコストが著しく削減される。第二に、ヘッド24を略一定の速度にて患者の皮膚の面を横断するように動かした場合、ヘッド24の移動経路に沿った各箇所にて患者の皮膚に付与された放射線は、略等しく、このことは、上述したように、パルス式放射線源では容易に実現し得ないものである。患者の皮膚と良好に光学的に接觸したヘッドは、皮膚内へのエネルギーの伝達効率を向上させ、必要とされるエネルギー源の寸法及びコストを更に削減する。更に、患者の皮膚に良好に熱的に接觸し

たヘッド24は、治療を為すべき患者の皮膚内の容積、例えば、脱毛法のため球18の領域を加熱するために、ヘッドを使用することを可能にし、放射線源から必要とされるエネルギー量を少なくし、この容積にて所望の処置法を行い得るようになり、これにより、かかる放射線源のコストを更に削減することができる。また、良好な熱的接觸は、照射前、照射中、照射後に、患者の表皮12を冷却するために、ヘッドを使用することも可能にし、表皮を熱的損傷から保護する。ヘッド24が治療領域10の表面を横断するように動かされるとき、ヘッド24に圧力を付与すると、治療領域内の皮膚を延伸させ、このことは、ヘッドと標的容積との間の物理的距離を短くし、皮膚内への散乱係数を小さくし、付与された放射線の多くが標的容積に到達し、また、脱毛の場合、毛包を平坦にし、放射線に露呈される毛包の面積を増大させることを含む、多数の利点を提供することができる。こうした効果の全ては、源から必要とされる放射線の量を少なくし、これにより、装置のコストを更に削減することを可能にする。引用して本明細書に含めた、1998年3月12日出願の同時係属出願第60/077726号の温度プロファイルの検出技術を含んで、ヘッドと患者の皮膚との良好な熱的接觸を測定し／検出するため色々な技術が利用可能である。

図2には、本発明の教示の実施に使用するに適したハンドピース24Aの一例としての実施の形態が図示されている。この実施の形態の説明及び以下の説明において、共通の要素に対して同一の参照番号が使用される。実質的に同一であるが、幾つかの特徴の点にて相違する要素については接尾辞を付する。このように、参照番号24A、24B等は、ハンドピース24の色々な実施の形態について使用する。

ハンドピース24Aは、図2に導波管として図示した光学通路50と、導波管50の前方にて治療領域10の外側を通る前縁部分52と、導波管50の後方にて治療領域の外側を通る後縁部分54という、3つの部分を有している。光学的放射線は、光ファイバ32（又はファイバ束）又は他の適当な光学的伝送構成要素を通して導波管50に付与され、又は、以下に説明するように、レーザダイオード又はその他の適当な構成要素を導波管50と接触させることができる。また、導波管50は、レンズ又はその他の適当な集束又は非集束型の光学的伝送構成要

素（導波管、レンズ又は以下に集合的に、「光学的通路」と称されることがある、他の適当な集束又は非集束型の光学的伝送構成要素）と交換することもできる。これらの光学的伝送構成要素は、適当な光学的伝送経路を通して利用される放射線源からの放射線を受け取る。また、放射線を光学的通路50に向けるその他の構成も採用可能である。

部分52、54の各々は、良好な熱伝導性を有する金属又はその他の材料にて形成されている。部分52、54は、単一材料の单一のブロックにて形成することができ、光学的通路50をブロックに形成し、又は、部分52、54が異なる温度プロファイルを有すべきとき、これらの部分は、以下に説明するように、その間に熱絶縁層が存在する状態にて、共に固着した同一又は異なる材料の2つの別個の部分とすることができる。図2において、熱的構成要素56a、56b、56cは、部分52、導波管50及び部分54とそれぞれ接触した状態で示してある。1つの好適な実施の形態の場合、熱的構成要素56の各々は、ペルチェ効果装置のような熱電気的要素である。しかしながら、所望の温度にて流動する水

、流動するガス又は噴霧を含む、当該技術分野にて公知の温度の制御機構は、熱的構成要素 5 6について利用することができる。部分 5 2、5 4が同一の温度プロファイルを有する適用例において、その双方の部分の温度を制御するため同一の熱的構成要素を使用することができる。しがしながら、特に、熱電気的構成要素が使用されるならば、これら構成要素を多数、利用し、部分 5 2、5 4の外側に配分し、これら部分内にて実質的に均一な温度分布を実現し得るようにすることが好ましい。

図 3 には、図 2 にて図示したヘッド 2 4 A と実質的に同一のヘッド 2 4 B が図示されている。その相違点は、ヘッド 2 4 B は、部分 5 2、5 4 に加えて、部分 5 2 の前方に部分 5 8 を有しており、また、部分 5 2、5 8 の間には、熱絶縁層 6 0 が設けられている点である。部分 5 8 は、また、良好な熱伝導性を有する金属又はその他の材料で出来ており、また、例えば、1つ以上の熱電気又は熱抵抗要素のような熱的要素 5 6 d が、部分 5 8 と熱的に接触する状態にて設けられる。簡単に説明するように、部分 5 8 は、部分 5 2 と異なる温度プロファイルを有することを目的としている。

図 2 の実施の形態の場合、治療領域内の患者の皮膚を予熱し又は予冷却する何れかのために、部分 5 2 を利用することができる。方向 2 8 に向けて速度 V にて移動するヘッド 2 4 の場合、V は、「走査速度」と称されることがあり、また、移動方向 2 8 への部分 5 2 の長さが  $L_1$  に等しい場合、部分 5 2 が治療前に患者の皮膚の一部分の外側を移動する時間、従って、予熱又は予冷却時間  $T_1$  は、概ね、 $L_1$  に直接比例し且つ V に逆比例する。このため、次式のようになる。

$$T_1 = L_1 / V \quad (1)$$

温度波が皮膚内の深さ  $z$  に貫入するに要する時間は次式の通りである。

$$T_2 = z^2 / 4\alpha \quad (2)$$

ここで、 $\alpha$  は皮膚の熱拡散係数 ( $\alpha = 1.5 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{s}$ ) であるため、これら 2 つの時間 ( $T_1$ 、 $T_2$ ) は概ね次式に等しくなる。

$$z = \frac{\sqrt{4\alpha \cdot L_1}}{V} \quad (3)$$

また、部分52が皮膚の部分の外側にある時間の間、所望の熱的効果が所望の深さ $z$ に達する。このため、照射前に皮膚内の所望の深さにて所望の熱的効果を実現し得るように $L_1$ 、 $V$ を選択することができる。以下に簡単に説明するよう $V$ は、また、所望の治療効果を実現するため照射時間を決定する1つのファクタであり、 $L_1$ は、所望の熱的効果が得られる深さを決定する主要なファクタとすることができる。予熱の場合、深さ $z$ が治療が望まれる容積の深さとなる。例えば、図1を参照すると、 $z$ は、治療が脱毛である場合、毛包の球18の深さとなる。予冷却の場合、DE接続部16まで表皮12の全体を冷却することが一般に望まれる。DE接続部よりも著しく下方まで冷却することは、一般に望ましくない。それは、このことは、治療容積又は標的容積に何らかの冷却効果を与えることにより、治療を妨害することになるからである。部分52が果たす機能及び走査速度 $V_2$ に依存して、 $L_1$ は、所望の深さ $z$ まで所望の熱的効果を実現し得るように選択される。

図3は、2つの前温度調整部分52、58が存在する点にて図2と相違する。この配置の場合、部分58は、典型的に、標的容積の深さ $z$ まで予熱される。部

分52は、冷却され且つその後に表皮を略DE接続部16まで冷却することを目的とする。部分58により行われる加熱は、部分52により行われる冷却よりも深い深さまで及ぶため、 $L_4$ は、図3の $L_1$ よりも長く示してある。部分52、58の組み合せにより、標的を加熱し且つ照射前に加熱されたままに保つ一方、表皮は照射前に冷却することにより熱的損傷から保護される。

深さ $z$ における温度プロファイルは、皮膚の初期温度及びヘッド24Bに対する部分52、58の温度の関数である。また、部分の長さ $L_1$ 及び走査速度 $V$ はまた、深さ $z$ における最終温度を決定するファクタでもある。深さ $z$ における皮膚温度の推定は、次のようなトンプソン等式を使用して行うことができる。

$$T(z, V, L_1) = 2 \cdot \frac{T_0 - T_1}{\sqrt{\pi}} \cdot \int_0^{\frac{z}{2\sqrt{\frac{\alpha L_1}{V}}}} e^{-\xi^2} d\xi + T_1 \quad (4)$$

ここで、 $T_0$ は、皮膚の初期温度、 $T_1$ は、等式の目的のため部分 5 2 と仮定する部分の初期温度である。約0.05乃至10 cm/秒の範囲の走査速度、約0.125 cmの長さ L の場合、+40°C乃至+60°Cの範囲の温度までの所望の予熱又は-30°C乃至+20°Cの予冷却が実現可能である。典型的に、表皮は、DE接続部まで-5°C乃至0°Cの温度に冷却される。10 cm/秒以内の走査速度が接触走査により実現可能でなければならないが、10 cm/秒以上の走査速度を達成することはより困難である。

図 3 の実施の形態は、適正なパラメータの決定を複雑にする。それは、予熱が妥当な寸法の  $L_4$  にて所望の深さまで実現可能であり、また、DE接続部までの予冷却が妥当な寸法の  $L_1$  にて達成可能であり、また、所定の作用の放射線源を使用し且つ妥当に実現可能な値  $L_2$  を使用して、所望の治療効果が得られるよう、全ての部分にて等しい走査速度 V を選択しなければならないからである。このことは、次の理由のため、多少、複雑なものとなる、すなわち、皮膚の深い（すなわち、3 mm以上の深さの）層を加熱するためには、走査速度は、約0.1乃至0.2 cm/秒を以上であってはならない一方、皮膚の表面下層（1 mm以下）を走

査する場合、走査速度は、2 cm/秒までとすることができる。このことは、 $L_4$  が約 5 cm 以下であると仮定する。

導波管又はその他の光学的に透明な構成要素 5 0 を透過する放射線は、標的まで予め冷却されが好ましい、表皮を通して向けられ、この標的は、所望の治療効果を実現し得るように予熱されている。標的を照射する時間を決定する際、患者の皮膚内の散乱のため、標的におけるビーム幅は  $L_2$  以上となり、皮膚表面における照射幅は  $\Delta$  値となることを考慮しなければならない。 $L_2 + \Delta$  の値は、ビームを集束させることにより最小にすることができる。このように、CW放射線に対する標的の露出時間  $T_2$  は、次式で与えられる。

$$T_2 = (L_2 + \Delta) / V \quad (5)$$

標的は、全体として、その寸法及びその形状の関数である熱的弛緩時間有する。全体として、標的の破壊が所望の治療効果を有すると仮定して、時間  $T_2$  は

、標的の熱的弛緩時間に略等しいことが望ましい。それは、その結果、周囲の組織の加熱が最小の状態にて標的の最大の加熱状態となるからである。毛包を取り囲む小さい組織層への幾らかの損傷は、恒久的、又は少なくともより恒久的な脱毛を容易にすることが分かった、脱毛といった適用例において、時間  $T_2$  は、標的の熱的弛緩時間よりも僅かに長いことが好ましい。何れの場合でも、寸法又は直径  $d$  を有する標的の場合、標的における滞在時間がその熱的弛緩に略等しい臨界速度は、次式で与えられる。

$$V_c = \{g (L_2 + \Delta) \alpha\} / d^2 \quad (6)$$

ここで、 $g$  は、形状ファクタである(層状標的、円筒状標的、球状標的それぞれに対して  $g = 8, 16, 24$ )。このように、毛包の球  $1/8$  が標的であるとき、 $g$  は、約 24 となろう。最高走査速度が  $10 \text{ cm}/\text{秒}$  であり、また、深さ  $z = 3 \text{ mm}$ 、 $L_2 + \Delta$  が約  $3 \text{ mm}$  であると仮定すると、等式 (6) から、この方法は、 $190 \mu \text{m}$  以上の厚さを有する肥厚な層のような層状標的、直径  $270 \mu \text{m}$  以上の血管のような円筒状標的、及び直径  $320 \mu \text{m}$  以上の毛球のような球状標的に対して最も良く機能することが分かる。しかしながら、上述したように、部分 52、58 に対する予熱及び／又は予冷却を行うために典型的に低速度が採用されるため、実際の装置における色々な形状に対して最小の標的容積を著しくより大きくすることが必要

とされる。しかしながら、 $V_c$  は、単に一例であるため、また、ある治療においては、標的の熱的弛緩時間よりも短く又は長い時間が適当であるため、治療可能な標的の寸法も相違する。また、標的を予熱する効果は、所望の治療効果を実現するために必要とされる滞在時間を短くすることも可能である。

皮膚科的治療のため本発明の教示を採用するときの別の関心事は、標的における温度上昇は、所望の効果を実現するのに十分なことである。行われる治療が、1998年4月7日付けで付与された米国特許第5,735,844号に記載されたものと同様の技術を利用する脱毛である場合、毛球を約  $65^\circ\text{C}$  乃至  $75^\circ\text{C}$  の温度まで加熱することが必要である。放射線を受ける毛球の最高温度は次式で与えられる。

$$T_m = \frac{6\tau(d)(1 - \exp(-\frac{a}{\tau(d) \cdot V}))}{c \cdot \rho \cdot d} \cdot k(\lambda) \cdot \Psi(z, \lambda) \cdot P + T_0 \quad (7)$$

ここで、

$z$  は、皮膚内の毛球 18 の深さ、

$T_0$  は、照射前の毛球の初期温度、

$a$  は、深さ  $z$  における走査方向に沿った皮膚内部の照射領域の寸法(上述した  
ように、 $a = L_2 + \Delta$  で表示)、

$c$ 、 $\rho$  は、毛球のそれぞれ熱容量及び密度、

$k(\lambda)$  は、メラニン色素の濃度及び型式により画定された毛球及び軸部の吸  
收能力であり、波長に依存する値(黒毛の場合大きく、淡色毛の場合、小さい)、

$\Psi(z, \lambda)$  は、単位長さ当たりの単位パワーの光束に起因する、深さ  $z$  にお  
ける皮膚内のラジアンス。この値は皮膚内の散乱及び吸収の双方に依存する。

$P$  は、単位長さ当たりのパワー(すなわち、走査方向に対して直角な方向に向  
けて光ビームの幅当たり皮膚表面に付与された全パワーに等しい値。 $P$  は  $W/c$   
m の単位である)。

$\tau(d) = d^2/g$   $\alpha$  は熱的弛緩時間であり、この場合、 $d$  は毛球の直径、 $g$   
は上述したように、毛球に対し 24 に等しく、 $\alpha$  は毛球周囲の組織の熱拡散係数で  
ある。

毛球を破壊するためには、 $\lambda$  は 600 乃至 1200 nm の範囲にあり、特に、670 乃至  
1100 nm の範囲にあることが好ましい。この範囲において、 $k(\lambda)$  は 1 乃至 0.  
1 にて変化し、波長の増加に伴って減少する。この範囲の  $\Psi(z, \lambda)$  は、皮膚  
散乱特性の弱化のため波長に伴って増加し、深さに伴って減少する。その成長期  
段における毛球が典型的に位置する 3 乃至 5 mm の深さにおいて、ラジアンス減  
衰と称されることがあるこの値は、0.1 乃至 0.5 の範囲にある。この値は、以下に  
説明する集束技術が使用される場合著しく増大する可能性がある。集束により、  
皮膚からの光の反射率は 20% 乃至 70% に達する。更に、以下に説明する色々な手  
段により皮膚から皮膚内部に散乱する光の反射は毛の膨張領域内又は毛球領域内

でラジアンスを1.2乃至2.5倍増加させる。このように、本発明の装置は、 $\Psi$  ( $z$ 、 $\lambda$ ) を0.5から1に増大させることができる。

上述のことから、装置の幾何学的形態が選択されたならば、毛球における温度は、付与された力  $P$  に直接比例し且つより複雑な仕方にて速度  $V$  に逆比例することが分かる。図15には、典型的なパラメータに対し、毛球における最高温度が走査速度  $V$  に依存する状態が示してある。図15の曲線は、 $a = 0.3 \text{ cm}$ 、 $k = 0.5$ 、 $\Psi = 0.5$ 、 $P = 40 \text{ W/cm}^2$ 、 $d = 0.03 \text{ cm}$ であると仮定して計算したものである。図15から、遅い走査速度のとき、 $T_m$  は、走査速度に依存せず、次式に等しいことが分かる。

$$T_m = \frac{6 \cdot P \cdot d \cdot k \cdot \Psi}{g \cdot \alpha \cdot c \cdot \rho \cdot a} + T_0 \quad (8)$$

走査速度が次式を越えるとき、

$$V_m = \frac{g \cdot a \cdot \alpha}{3 \cdot d^2} \quad (9)$$

温度  $T_m$  は降下し始める。

$V$  が  $V_m$  以下であるとき、毛球の平均温度は、速度の変化に伴って変化せず、熱的損傷の選択可能性が少なくなる。このように、走査速度を遅くすることにより、毛球の周りの熱的損傷の領域の直径を増大させることができるとなる。最高走査速度は毛球の寸法に依存し、毛包の寸法の増加に伴って遅くなる。図16には、単位長さ  $P$  当たりのパワーに毛球の温度  $T_m$  が依存する程度が示してある。1秒

以下の治療時間に亘って、蛋白構造体の変性は65°C以上の温度で観察される。図16から、毛球における最高  $T_m$  は、単位長さ当たりのパワー  $P$  の関数でもあることが分かる。1秒以内の治療の場合、蛋白構造体の変性は、65°C以上の温度にて生ずることが観察される。また、図16には、毛球にて熱的損傷を生じさせるのに必要なパワーは毛球の大きさに逆比例することも示してある(すなわち、熱的損傷は、小さい毛球よりも大きい毛球のほうがより小さいパワーにて生ずる)。

このように、脱毛の場合、また、利用される実施の形態に關係なく、次のパラメータが当てはまる。

1. 波長 : 600乃至1200 nm ;
2. 単位長さ当たりの平均パワー : 5乃至150W/cm ;
3. 走査距離に沿ったビームの幅 : 0.05乃至5 mm ;
4. 走査速度 : 0.01乃至10 cm/s ;
5. 冷却温度 : -20°C乃至+30°C

好適な実施の形態の場合、光学的に透明な部分 50 は、また照射中治療領域内にて表皮 12 の加熱を防止し又は少なくとも制限し得るよう熱的要素 56b によっても冷却される。この冷却効果は、また、走査速度の関数であり、例えば、特定の脱毛治療のようにメラニンを優先的に標的とする波長が使用される照射の場合、特に臨界的である。DE 接続部 16 にてメラニンは高濃度であるため、速度 V は、DE 接続部にて生じた熱を冷却した導波管又は冷却した光学的に透明なその他の要素 50 を通じて除去し得るように十分に遅いことが望ましい。所定の深さ z において冷却効果が顕著となる最高走査速度は、次式で与えられる。

$$V_{\max} = (4 \cdot L_2 \cdot \alpha) / z^2 \quad (10)$$

冷却すべき表皮 12 が約 100 μm の厚さを有し、長さ L<sub>2</sub> が約 1 mm である場合、 $V_{\max} = 6 \text{ cm/s}$  となる。

更に、上述したように、一般に、ヘッド 24 により、特に、要素 50 の皮膚接觸面により皮膚に加えられる圧力は皮膚を貫通する放射線の光学的伝送を向上させること（すなわち、散乱を減少させること）を含む、多数の有利な点を有する。また、皮膚の領域 10 の外側で方向 28 に向けて移動するヘッドは、走査方向に向けて皮膚を延伸させ、その結果、皮膚への伝送を更に増加させ、従って、皮膚

内への電磁波の浸透深さが増す。更に、標的が例えば毛包である場合、皮膚が延伸すると、毛包は回転して放射線を毛包のより大きい部分に衝突させ、毛包を皮膚表面により近くまで動かす。

部分 54 は、照射後表皮の冷却を続け、皮膚に対する熱的損傷から更に保護す

る。かなり臨界的である長さ  $L_1$ 、 $L_2$ 、 $L_4$  と異なり、長さ  $L_3$  は臨界的ではない。この部分の目的は、表皮が加熱されないことを確実にし、また、その前の部分が表皮の温度を低下した状態に保つのに効果的であるならば、部分 5 4 は不要である。

全体として、要素 5 0 が標的の外側にある時間を短くすることが望ましいため、全体として、長さ  $L_2$  は短く保つことが望ましい。しかしながら、より迅速に治療するためには、顕著なビーム開口が望ましい。このことは、移動方向に対して垂直なビームの寸法は、比較的大きくなければならず、その結果、皮膚に対する開口が非点収差の形状であるが、非対称とすることもできる要素 5 0 の面に接触する。図 6 には、かかる 2 つの形状体、すなわち、楕円形 6 6 (図 6 a) と、図 6 b に図示するように一連の隣接する光パイプ 7 6 a、7 6 b を備えており、図 6 b の光パイプについては図 4 に関してより詳細に説明する。これらの形状体は、光学的開口の非点収差形状の単に一例に過ぎず、その他の多くの非点収差形状が本発明の範囲に属する。

更に、放射線を顕著な深さ (すなわち、1 mm 以上) まで効果的に供給するため、散乱効果を打ち消すべく一般により大きい直徑のビームが必要とされる。このため、図 6 に図示した型式の非点収差ビームの場合、走査方向に対して垂直な方向にビームを集束することが望ましい。このため、これを実現する 1 つの方法は、小さい曲率半径 (例えば、10 mm 以下) を有する、図 9 に図示するような筒形レンズ 7 0 を使用することである。しかしながら、かかる集束は、図 4 に図示するよなヘッド 2 4 C を使用することを通じて、多分一層良く実現することができよう。このヘッドは、治療中の領域を予冷却し又は予熱するためヘッド 2 4 A の部分 5 2 と同一の方法で機能する部分 5 2 を有している。部分 5 2 は、熱絶縁材料の層 7 4 によりヘッドの部分 7 2 から分離されている。また、部分 7 2 は、良好な熱電動特性を有する金属又はその他の材料で形成されている。2 列のマイ

クロ光学要素 7 6 a、7 6 b が設けられ、これら光学要素は、部分 7 2 を貫通して伸長し且つその焦点が標的の深さに配置された共通の線に沿って組み合される

のような角度とされている。集束を向上させ得るように要素 7 6 の末端にマイクロレンズを含むことができる。この技術はより大きい角度にてビームを皮膚内に照射することを可能にし、また、光学系を使用して実現可能であり、皮膚内への放射線の散乱をより効果的に補償することができる。部分 7 2 は、好ましくは、多数の熱電気的要素 5 6 b により冷却し、照射前に表層を予冷却すると共に、照射中表層を冷却し且つ表層を後冷却することの双方が可能である。このように、部分 7 2 は、例えば図 2 の実施の形態の部分 5 0 、 5 2 、 5 4 を冷却する機能を果たすことができる。このように、本発明のこの実施の形態の場合、部分 5 2 は、プレヒータとして使用し又は省略することができる。

また、図 4 には、幾つかの更なる特徴が図示されている。第一に、図 4 には、ヘッド 2 8 の走査速度を検出すべく制御装置 3 4 内の適当な検出器に接続するとのできる光学的通路 7 8 が示してある。また、図 1 0 に関して説明するその他の技術をこの機能を果たすため使用することもできる。走査速度の検出により、走査速度が所望の範囲外であることが検出されたならば、操作者に注意を促し、その速度を必要に応じて加速し又は遅くすることができるよう制御装置 3 5 が、出力部 4 0 を作動させることができるとなる。例えば、その出力は、アプリケータ 2 2 又は該アプリケータと関係したコンソールのある部分における赤色灯又は緑色灯とし、又は操作者に注意する音声、ブザー又はその他の聴覚的警報とし、ハンドル 2 6 内の振動器とし又は操作者に対する何らかの他の適当な警報とすることができます。患者への損傷の虞れを生じるような遅い速度であると検出された場合（又はまったく動かない）と検出された場合、制御装置 3 4 は、患者を保護し得るように源 3 0 を不作動にすることも可能であろう。

放射線治療に伴う 1 つの問題点は、皮膚に付与される放射線の相当な割合が皮膚により反射され又は後方に散乱され且つ失われることである。かかる放射線を皮膚内に戻すため従来から色々な方策が提案されており、例えば、ある型式の反射器を部分 5 0 内に組み込むことである。部分 5 2 、 5 4 は、かかる放射線を皮膚内に反射すべくその皮膚接触面に反射性被覆を有することが考えられる。この

部分の皮膚接触面 8 0 の全体は、高反射性材料で形成することができ、又はその

上に高反射性被覆を有することができるから、部分 7 2 は、この目的に特に有効である。放射線の大部分を皮膚内に方向変更することにより、皮膚内の放射線の強度を1.2乃至2.5倍増すことができる。

図5には、図4に図示したものと異なる本発明の1つの実施の形態のヘッド2 4 Dが図示されており、その唯一の相違点は、部分 7 2 の皮膚接触面 8 0 に形成された凹状通路 8 4 があること、及び光学的通路 7 6 a、7 6 b が通路 8 4 の反対側に終わり、その焦点が例えば、その実質的中心にて四所の一点にあることである。ホース 8 6 は、通路 8 4 の頂部に一端が接続され、その他端が負圧源に接続されている。ヘッド2 4 Dが患者の皮膚を横断して方向 2 8 に向けて動くとき、患者の皮膚の折り重ね部分は通路 8 4 内に引き込まれる。通路 8 4 の寸法は、標的に通路 8 4 内に引き込まれた皮膚の折り重ね部分に含まれ且つ光学的通路 7 6 に付与された放射線により両側部から照射されるように選択される。例えば、脱毛のためヘッド2 4 Dが使用されるならば、通路 8 4 は、幅1乃至6ミリメートルとし且つ深さ1乃至6ミリメートルとし、その寸法の結果、全体として、折り重ね部分は図面に図示した面内にて単一の毛包のみを有するが、多数の毛包はその長さ寸法に沿って通路内に存在するであろう。図5の形態は幾つかの有利な点がある。第一に、該形態は、標的に達する放射線の距離を短くし、標的に放射線をより効果的に集束させる。第二に、通路が光学的に反射性材料で出来ているならば、通路 8 4 の壁は実質的に皮膚から出る全ての放射線を折り重ね部分に戻し、極めて効果的に照射する。

図5において、皮膚の折り重ね部分を通路 8 4 内に吸引するため、真空又はその他の負圧源に接続された管が利用される想定しているが、また、皮膚を通路 8 4 内に吸引するためベローズ又はその他の適当な機構を利用することもでき、若しくは、図7に図示するように、熱伝導性材料で出来た本体 7 2' に形成された通路 8 4' を有するヘッド2 4 Eを提供することもでき、ヘッド2 4 Eが患者の皮膚の外側で方向 2 8 に向けて移動するとき、標的 9 2 を有する皮膚 9 0 の折り重ね部分が通路 8 4' 内に付勢されるような形状の通路とすることが考えられる。患者の皮膚の連続的な折り重ね部分は、ヘッドの移動に伴って通路 8 4' 内

に押し込まれ、治療領域 10 内で皮膚を実質的に均一に照射することになる。プレヒータ部分 52 が含まれない点を除いて、図 7 の実施の形態は、その他の点にて図 5 の実施の形態と実質的に同一の方法で作動し、また、実質的に同一の利点をもたらす。

図 8 には、4 つの組の光学的通路 76、通路 76a、76b、76c、76d を有する点にて上述したヘッドと相違するヘッド 24F が図示されており、これらの光学的通路は、この実施の形態について、透明なブロックすなわち空気を通る光路にしかすぎず、その光学的通路の各々は、それぞれ対応する可撓性の導波管 32a 乃至 32d により供給される。光学的通路 76 の全ては、標的深さ 92 にて実質的に焦点決めされ得るような角度とされている。本体 72' は、通路 76 の配置を容易にし得るように湾曲しており、また、反射性上面 93 を有している。上述した構成要素に加えて、図 8 は、また、面 80 近く又は面 80 内に取り付けられた熱電対又はその他の適当な温度センサから達する線 94 も示している。温度センサの線 94 は、制御装置 34 に接続し、また、表皮の温度を制御し又はその他の適当な目的のために利用することができる。

図 9 には、放射線源 98 が取り付けられる透明な窓部 96 を有する筒形レンズ 70 を利用する、上述した本発明の更に別の実施の形態が図示されており、該放射線源は、レーザダイオードバー、反射器を有するランプ、又はハンドピース内に取り付けるのに十分な小ささのその他の放射線源とすることができる。散乱光を戻す後方反射機能を果たし得るように反射板 100 が設けられている。また、図 9 には、補助的な光学的動作センサ 73 とし又は該センサに代えて使用可能な力学動作センサ 102 も示してある。力学動作センサ 102 は、例えば、筒形レンズ 70 が皮膚の表面の外側で動くときに回転し、走査速度を表わす信号を制御装置 34 に提供するホイールとすることができる。温度制御装置 56 は、レンズ 70 及び反射板 100 の双方を冷却し得るようにこれらの双方の要素と接触した状態で示してあり、これにより、治療領域を予冷却し且つ照射中の冷却の双方を行なう。レンズの後側にて板 100 と接触した筒形レンズ 70 の反対側部に第二の要素 56 があることが好ましく、該第二の要素は、レンズを更に冷却すると共に、反射板 100 及びレンズの後方のその部分を冷却し、後冷却を可能にする作

用がある。上述したように、筒形レンズ70は、特に、例えば、20mm以下の比較的小さい直径を有する場合、放射線を標的92にて集束させ、また、皮膚の散乱効果を部分的に補償する機能も果たす。上述した点を除いて、図9の実施の形態は、その前の実施の形態と実質的に等しく機能し、走査したCWによる皮膚の治療を行う。また、図9は、光学的導線32を通じて外部源30から放射線がヘッドに付与される場合と異なり、ヘッド24内に配置された放射線源98を示す唯一の実施の形態である一方、ヘッドに対する外部源30又は内部源98は全ての実施の形態について互換可能であり、先の実施の形態の何れも図示した配置に代えて内部放射線源98を有し、また図9の実施の形態は、透明な窓部96に衝突する光学的導線32を有する外部放射線源を備えることができる理解すべきである。例えば、図8に図示したような実施の形態の場合、例えば、光学的通路76a乃至76dの各々に対し別個のレーザダイオードバー又は複数のバー98を設けることも可能である。

図10A、図10Bには、本発明の教示の実施に適した更に別のハンドピース24Hが図示されている。このハンドピースは、次の点にて上述したものと相違している。すなわち、放射エネルギーが光導波管、レンズ又はその他の透明な構成要素に直接付与され、該構成要素を通じて放射エネルギーは患者の皮膚に付与されるのではなくて、光学的線32は、良好な熱伝導特性を有する銅又は何らかの他の材料から成る本体108に形成されたキャビティ106にて終わっている点にて相違する。チャンバ106の壁は、高反射性であり且つ好ましくは全反射面を有するように研磨、被覆又はその他の処理が為されている。チャンバ106に関して図10に図示した形態の有利な点は、皮膚内の所望の深さまでレンズ/マイクロ対物レンズにより集束させることのできる多岐に亘る角度にて放射エネルギーが筒形レンズ又は非点収差マイクロ対物レンズ70'に入る点であり、この集束動作が、光が单一の角度ではなく多岐に亘る角度にてレンズに入るとき、より効果的である。筒形レンズ70'は、図9の実施の形態の場合のように堅固に本体108内に取り付け、又は本体内で回転可能に取り付けることができる。レンズの回転は、ヘッドが患者の皮膚の外側で動くのを容易にするが、皮膚の所望の延伸を防止する。しかしながら、回転するレンズとすることは本発明の範囲内であ

る。熱的要素56は、本体102を冷却し、表皮を予熱し、冷却し且つ後冷却し、また、筒形レンズ70'を冷却し、このことは、照射中表皮を冷却することになる。本体108は、患者の皮膚からの後方散乱光を後方に反射すべく反射性の皮膚接触面80を有している。図10には、また、力学動作センサ102と、熱電対又はその他の適当な温度センサ94とが示してある。上述した相違点を除いて、図10の実施の形態は、上述した実施の形態と実質的に等しく機能する。

図11a乃至図11cには、ヘッドの更に別の実施の形態241が示してある。この実施の形態において、例えば、サファイアで出来た筒形レンズ112は、通常、全内反射し得るように処理され、光学的線32を通じてレンズに入る光又はその他の放射線はレンズを通じて反射され且つ光学的線32'を通って出ていく。しかしながら、レンズ112が図11cに示すように患者の皮膚に接觸しているとき、皮膚接觸面における全内反射は、この面における屈折率の変化のため損なわれ、光エネルギーはレンズから患者の皮膚内に放出される。図11の全内反射レンズ112を使用することは、ハンドピース24が治療すべき領域内で患者の皮膚と接觸していない限り、放射線が患者又は他の者に付与されないことを補償する安全面の特徴である。この相違点を除いて、図11の実施の形態は、先の実施の形態について説明した方法にて機能し、この実施の形態と共に、予冷却及び後冷却用のハウジング、レンズの冷却装置、動作センサなどの構成要素を使用することも可能である。

上述した本発明の実施の形態に対し、放射線エネルギーは照射中ヘッドの長さに沿って平行に付与される一方、図12a、図12bには、光が迅速に走査される、本発明の実施の形態が図示されている。図12aにおいて、線32を介してヘッドに付与された放射エネルギーは偏向器120に衝突し、この偏向器は、衝突する放射線が筒形レンズ70'を横断して先に示した速度にて矢印122で示す方向に走査されるような速度で揺動する。図12bにおいて、衝突する放射線32は、また、揺動する偏向器120に付与され、該偏向器は、ビームを光ファイバ124内に走査する。各光ファイバは、高熱伝導性材料の板128内に取り付けられたマイクロレンズ126にて終わる。また、板128は、高反射性の皮膚接觸面80を有することが好ましい。偏向器120の走査速度が十分に速い限り

筒形レンズ 70'、又はマイクロレンズ 126 から出力される放射線は、この語について先に定義したように CW 放射線であり、この装置は、先の実施の形態と実質的に同一に作用する。この場合にも同様に、図面を簡略化する目的のため、熱的要素 56、動作センサ 78、102 及び温度センサ 94 のような要素は図 1 2 a、図 1 2 b に図示されていない。

図 1 3 は、上述の CW の実施の形態により一層容易とされる、治療領域の予熱状態を示すために含めてあり、かかる実施の形態にのみ限定されるものでなく、また、幾つかの従来技術の装置にて使用される型式の標準的なパルス式ヘッドと共に利用することができる。図 1 3 において、源 30 からのパルス式放射線とすることのできる放射線は、光学的線 32 を通じて、熱的要素 56 が接触する光導波管 50 に付与される。集束皮膚接触端部 132 を有する導波管 50 は、その一部 130 を図面に図示した適当なハウジング内に取り付けられる。図示した実施の形態の場合、熱電気的要素であるが、その他の冷却型式とすることのできる熱的要素 56 は、標的の深さ  $z$  まで皮膚を加熱するのに十分な時間導波管 50 を加熱するように作動可能である。次に、同一又は異なる組みの熱電気的要素 56 を作動させ、表皮 12 を DE 接続部 16 まで冷却するのに十分な時間、導波管 56 を冷却するように作動させることができ、この時点にて、源 30 を励起させ、放射線を導波管 50 を通じて標的に付与する。この時間の間、導波管 50 の冷却が続けられ、照射中表皮を所望の温度に保ち、また、照射が停止した後、ある時間、導波管 50 の冷却を続け、患者の皮膚を更に保護することができる。更に、予熱の後に表皮の冷却を行うとして図示し且つ説明したが、また、明らかに好ましい多数の適用例の場合、その後の冷却を行うことなく予熱を行うことも本発明の範囲に属する。図 2、図 4、図 5 (部分 52 を有し又は有さず、全体として部分 52 を有しない)、また、図 8 乃至図 1 2 に図示したようなヘッドの設計は、パルスモードにて作動するときに使用することもできる。これらヘッドをパルスモードにて作動させることは、ヘッドの動作は連続的ではなく段階的である点を除いて、CW モードにおける作動と同様である。

多数の実施の形態及び変形例を上述したが、これら実施の形態は、単に説明のためのみであり、本発明の教示内容を実施する一方にて、多数のその他の変形例

が可能であることが明らかである。例えば、上記の説明において、ヘッド24は治療領域の外側を手で移動させると想定するが、このことは、本発明を限定するものではなく、単独で又は手動の操作と組み合わせて、色々な型式の機械的スキャナを利用することが可能である。更に、光学的及び動力学的動作の測定機構を図示したが、適当な熱、電子及び磁力動作測定機構も採用可能である。制御装置34は、かかるスキャナについて必要とされる走査速度を保つ働きをする。このように、本発明は、好適な実施の形態に関して特に図示し且つ上記に説明したが、添付した請求の範囲によってのみ限定される本発明の精神及び範囲から逸脱せずに、当業者は形態及び詳細の点で上記及びその他の変更が具体化可能である。

【図1】

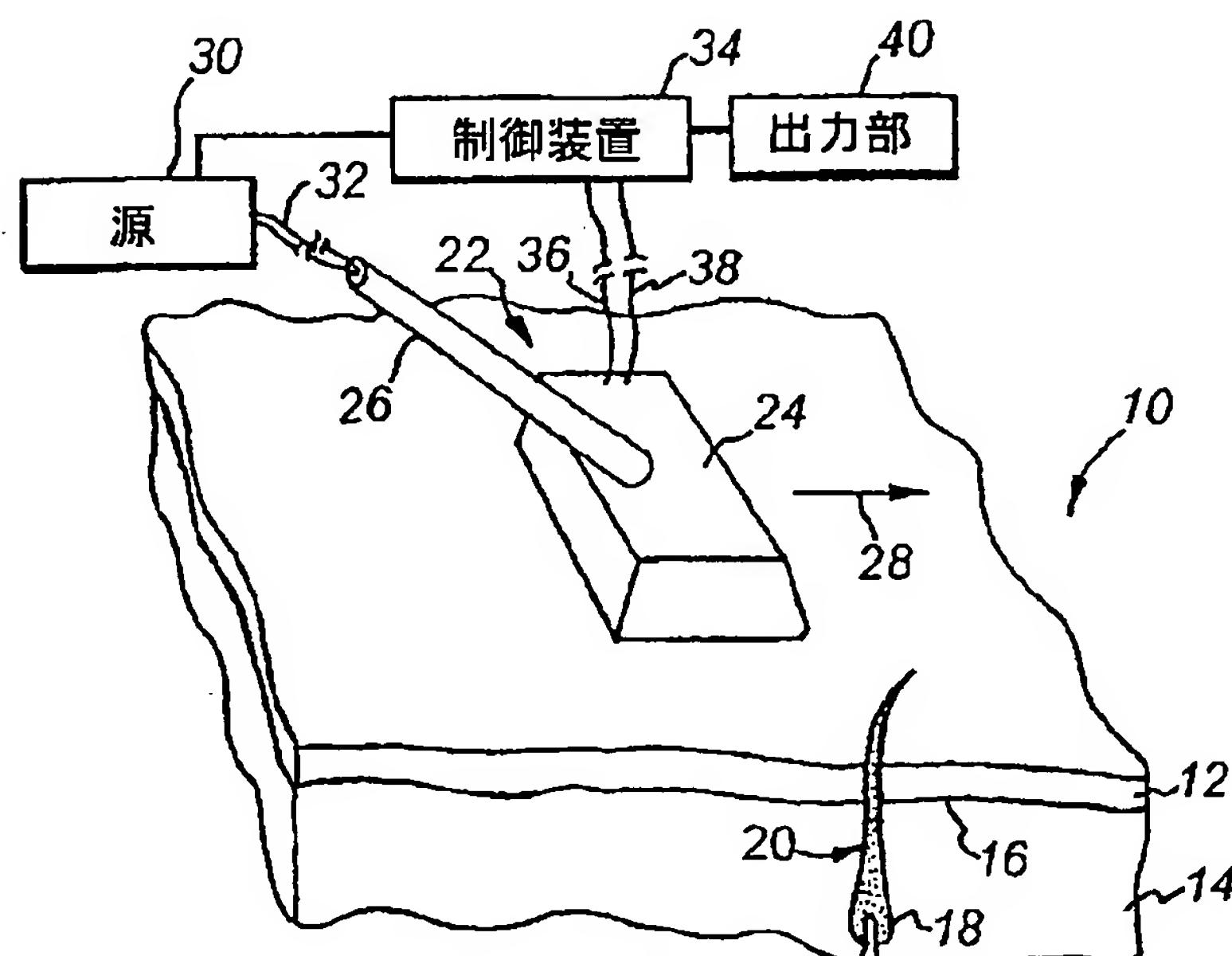
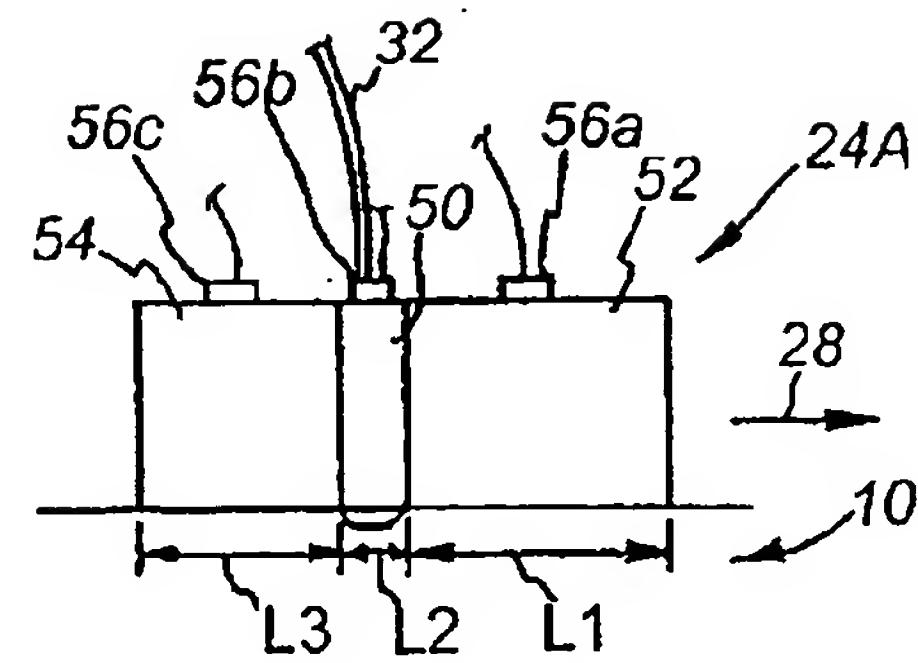


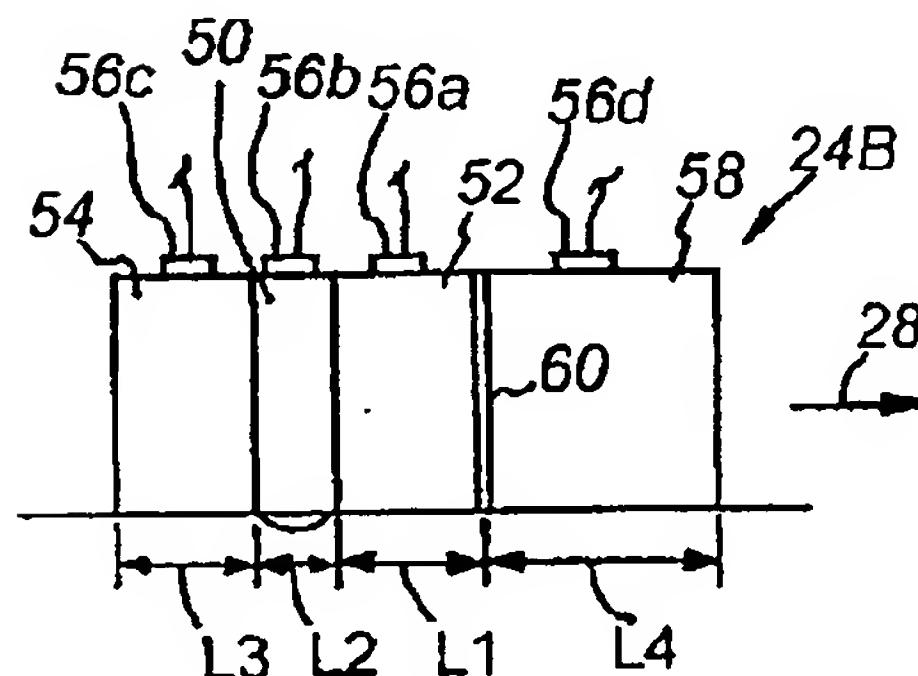
Fig. 1

【図2】



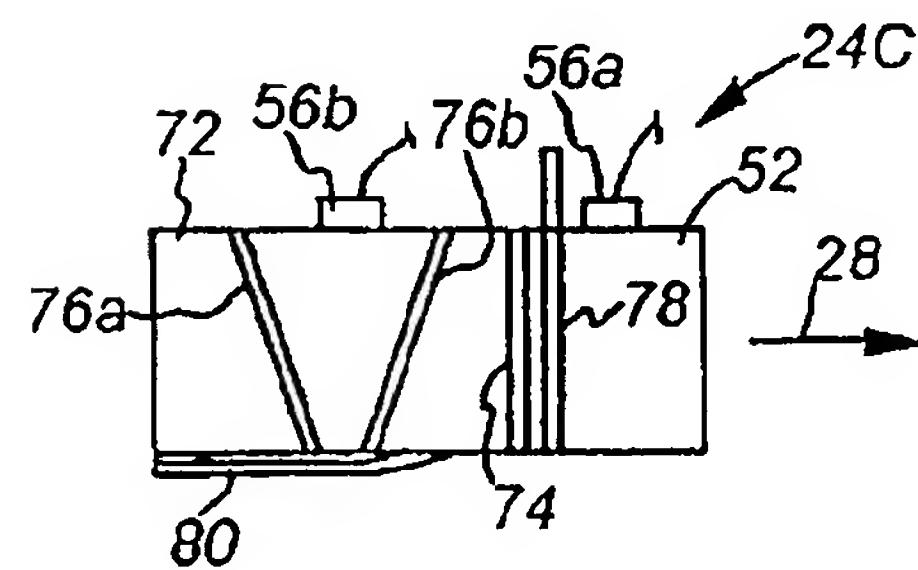
**Fig. 2**

【図3】



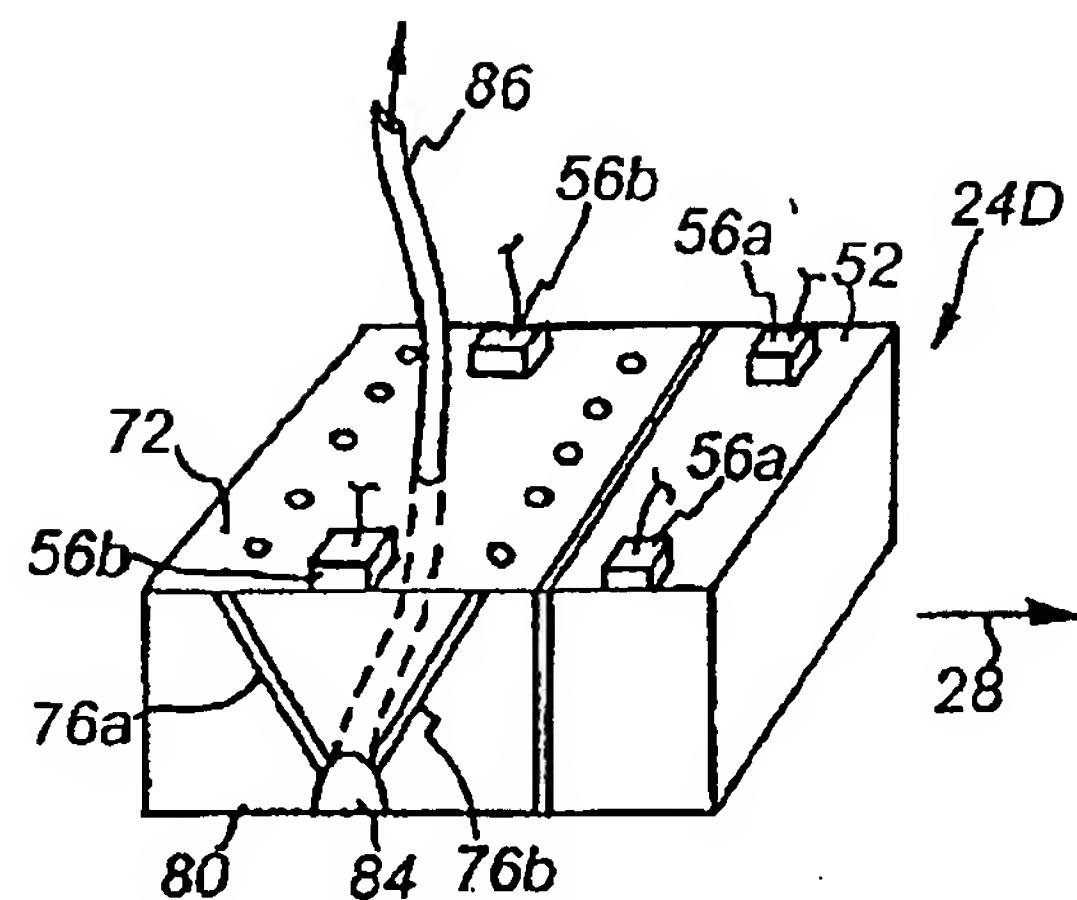
**Fig. 3**

【図4】



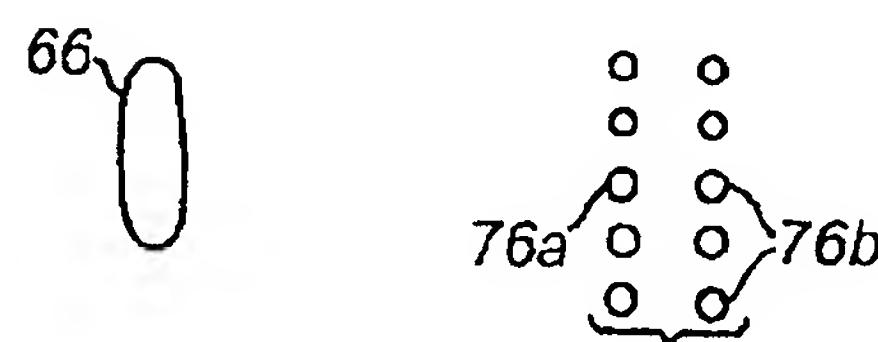
**Fig. 4**

【図5】



**Fig. 5**

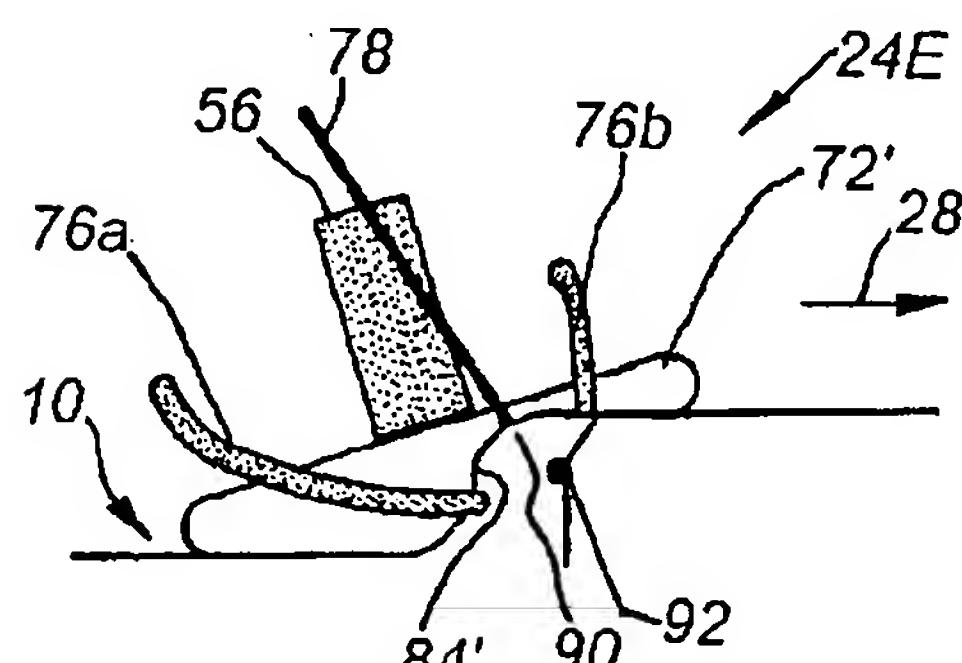
【図6】



**Fig. 6A   Fig. 6B**

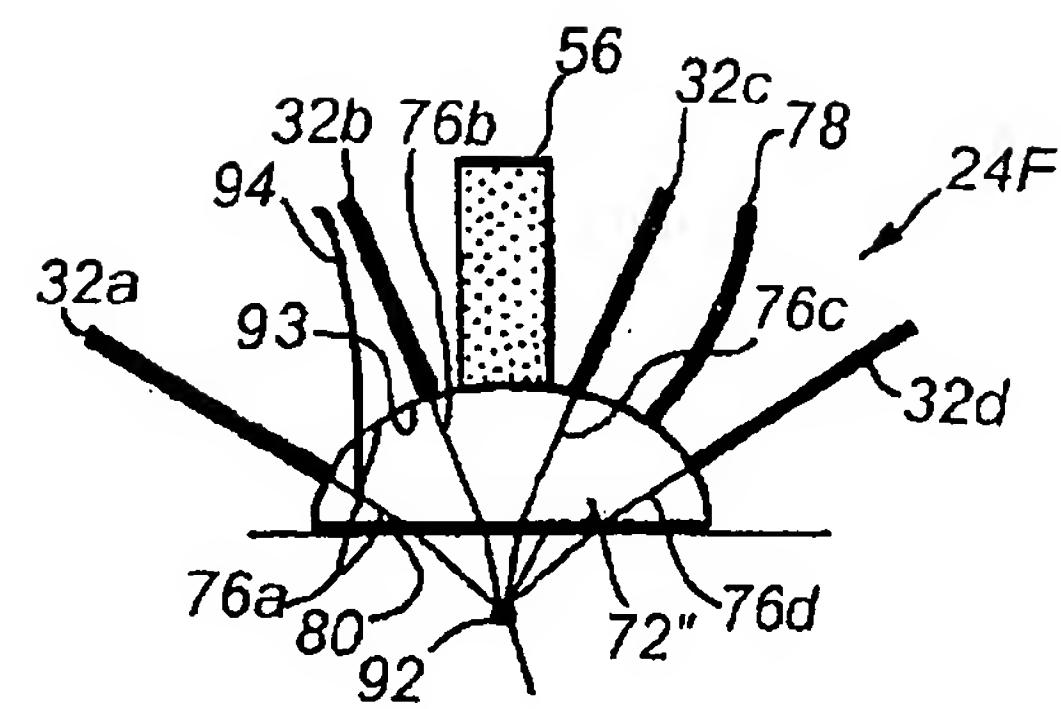
**Fig. 6**

【図7】



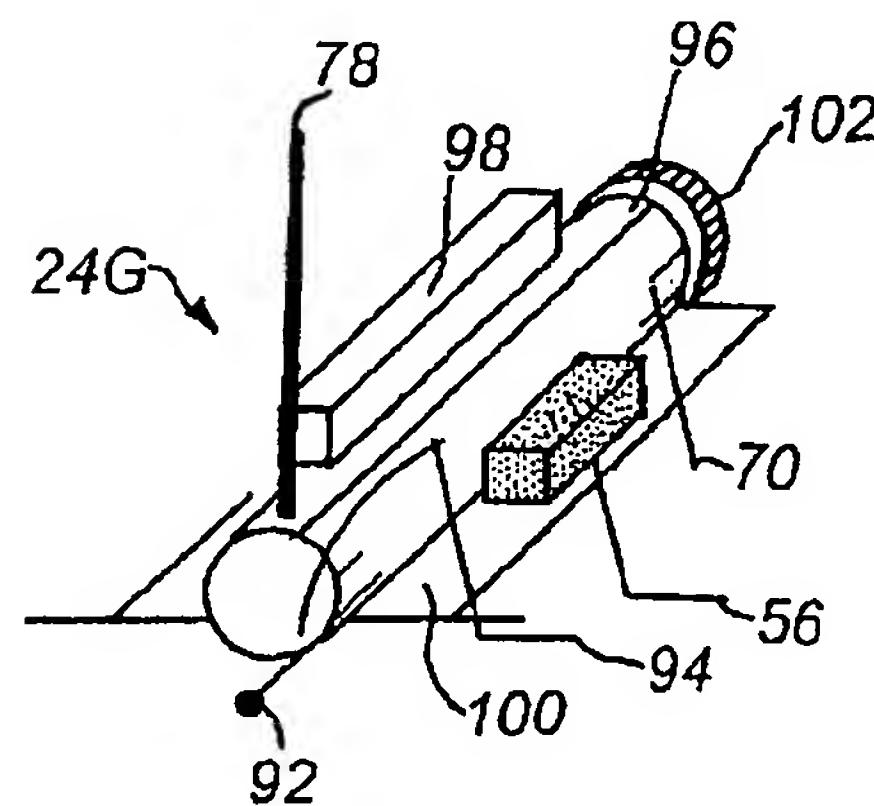
**Fig. 7**

【図8】



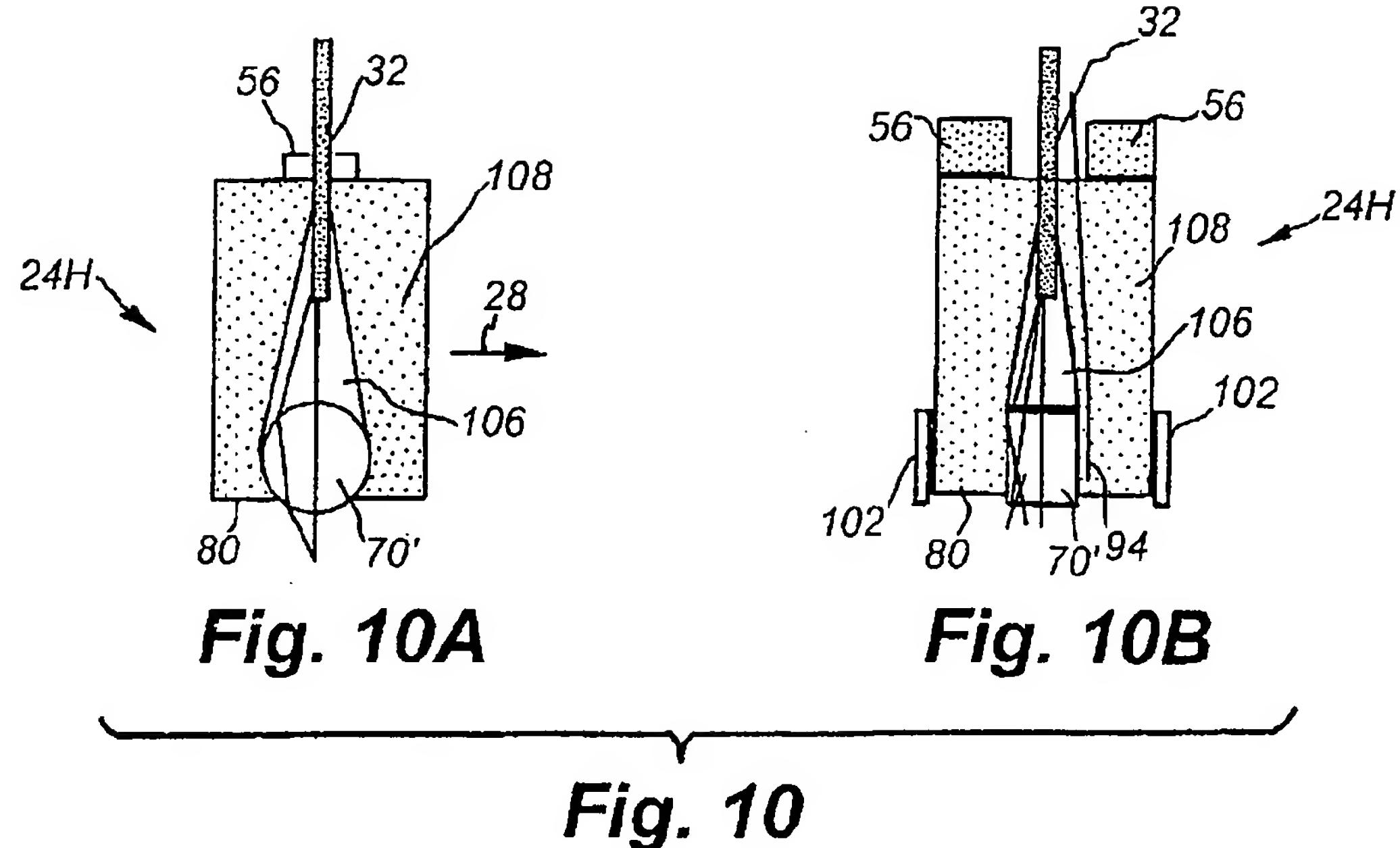
*Fig. 8*

【図9】

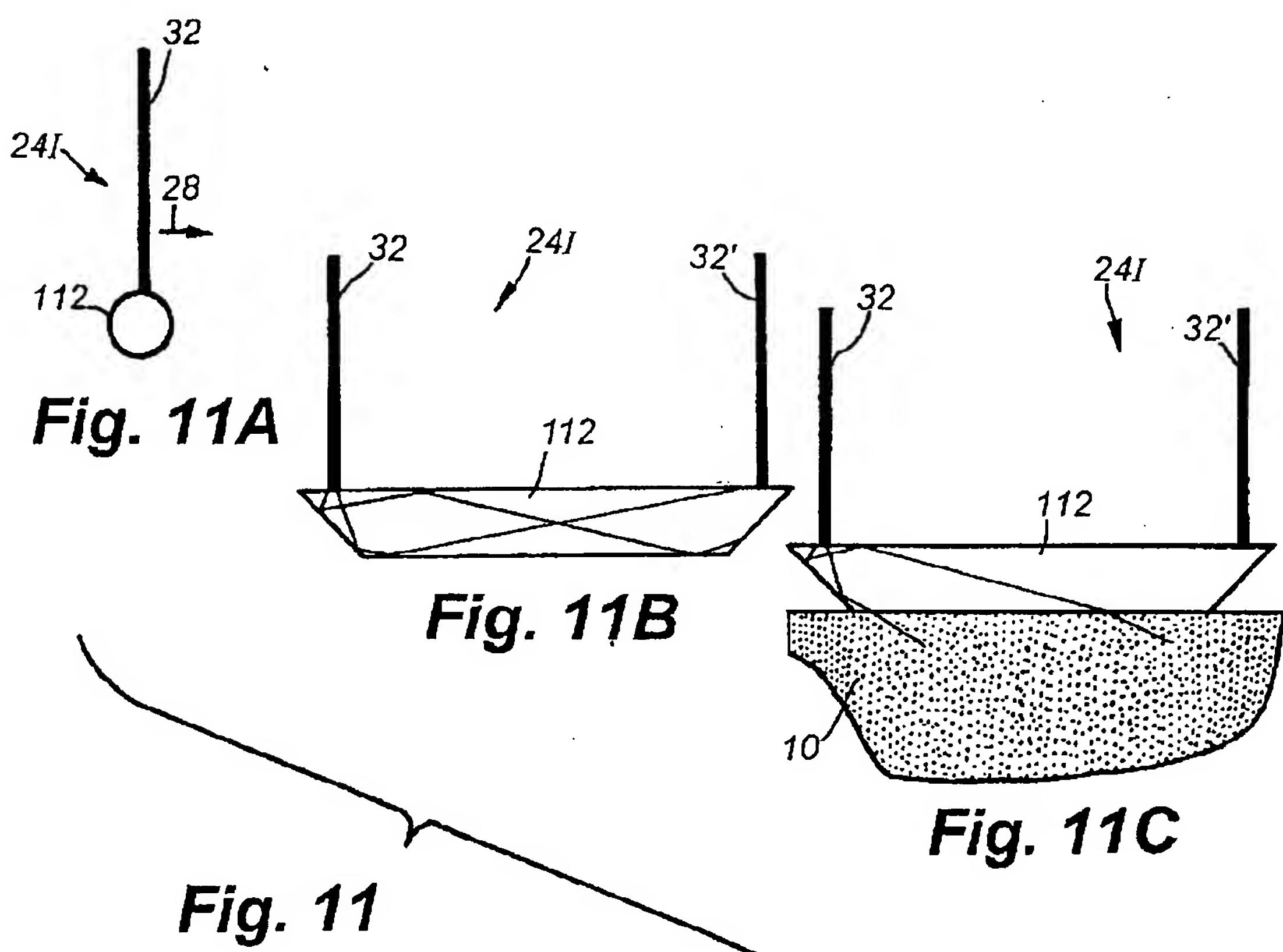


*Fig. 9*

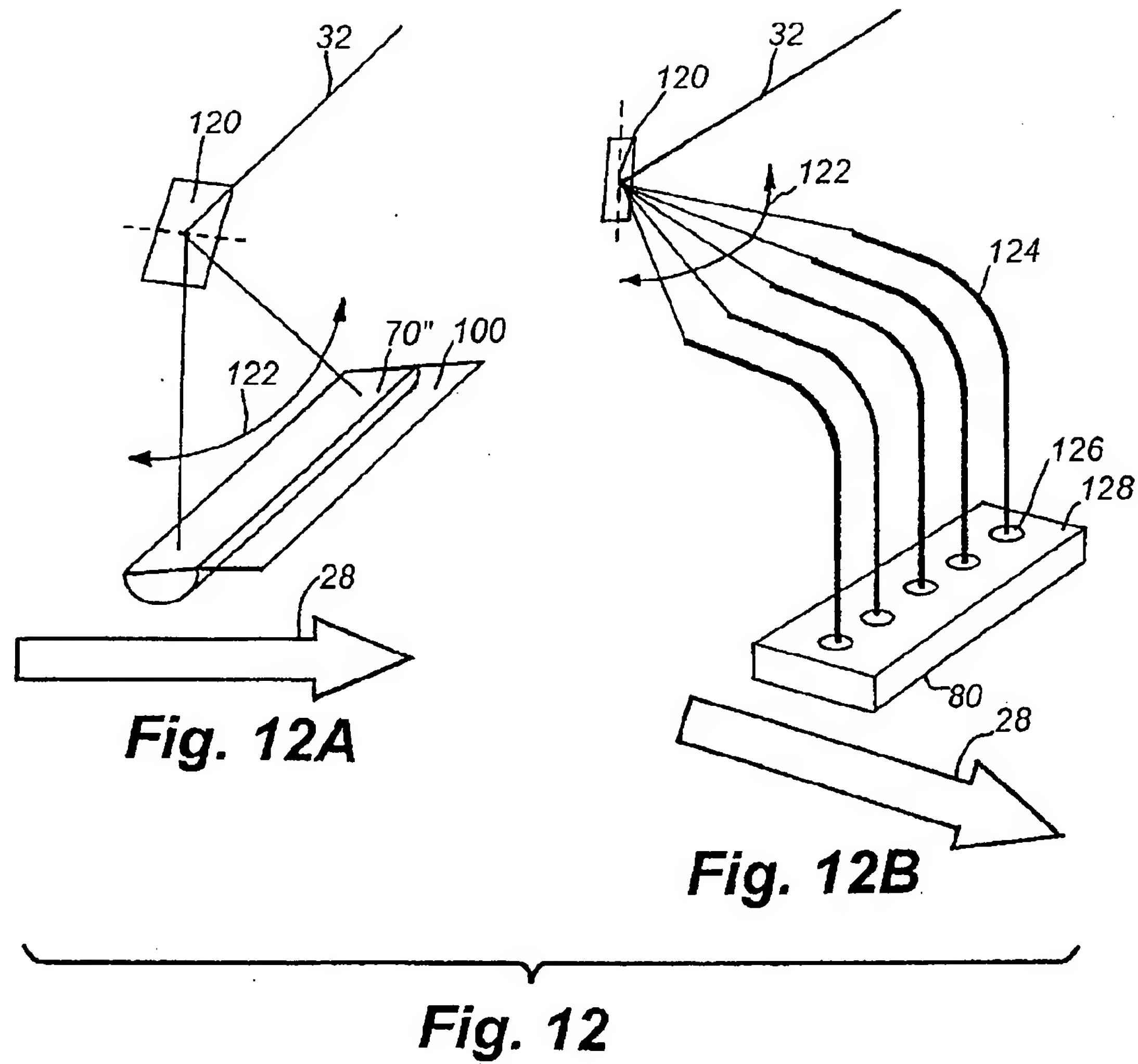
【図10】



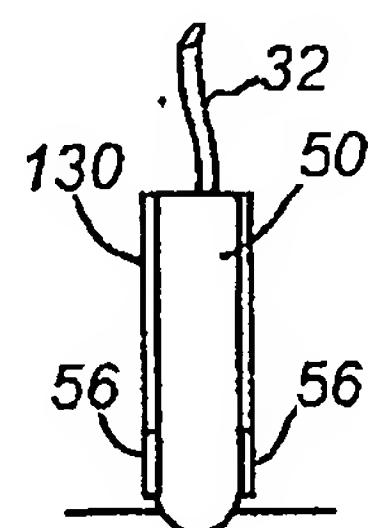
【図11】



【図12】



【図13】



【図14】

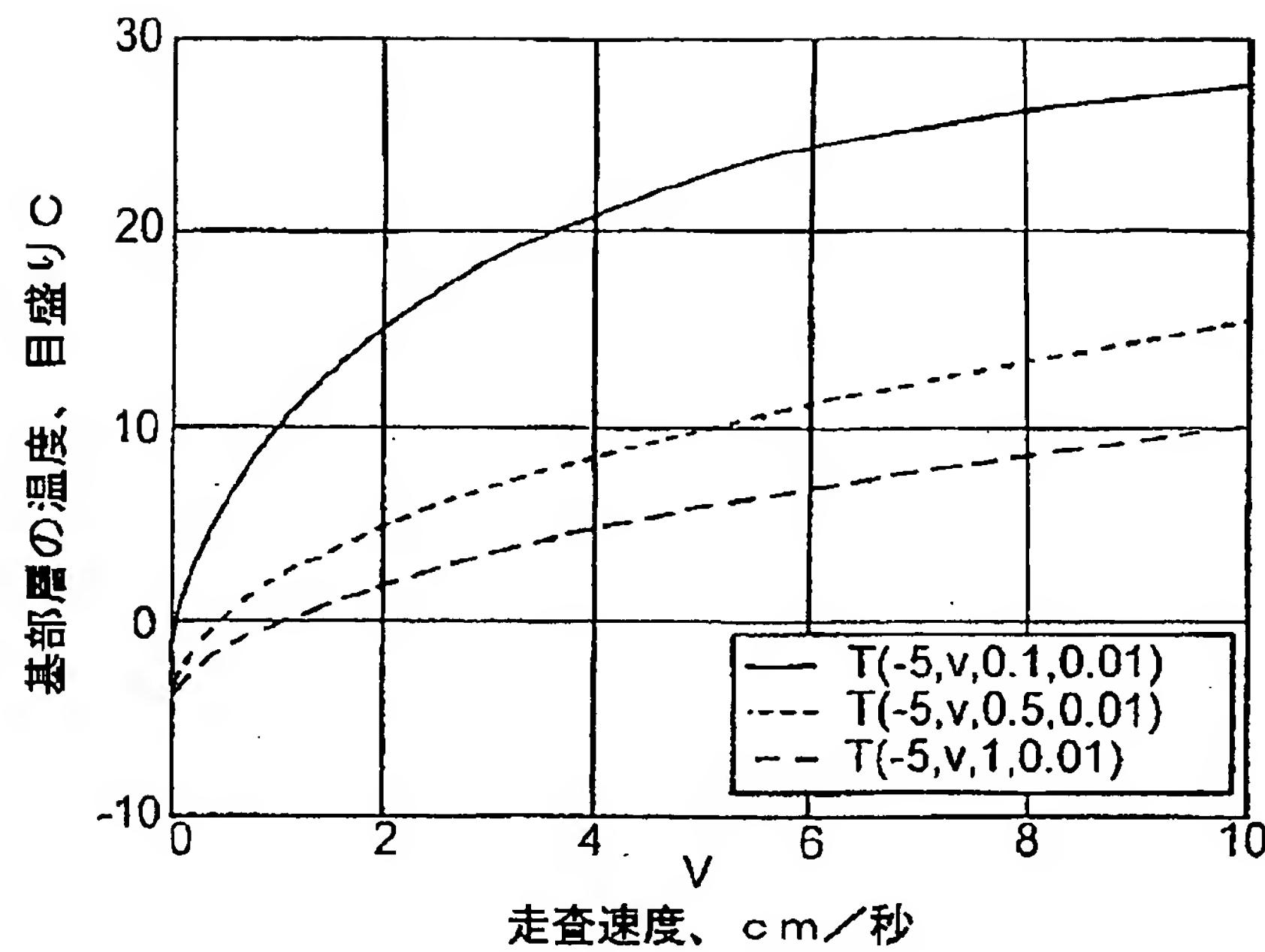


Fig. 14

【図15】

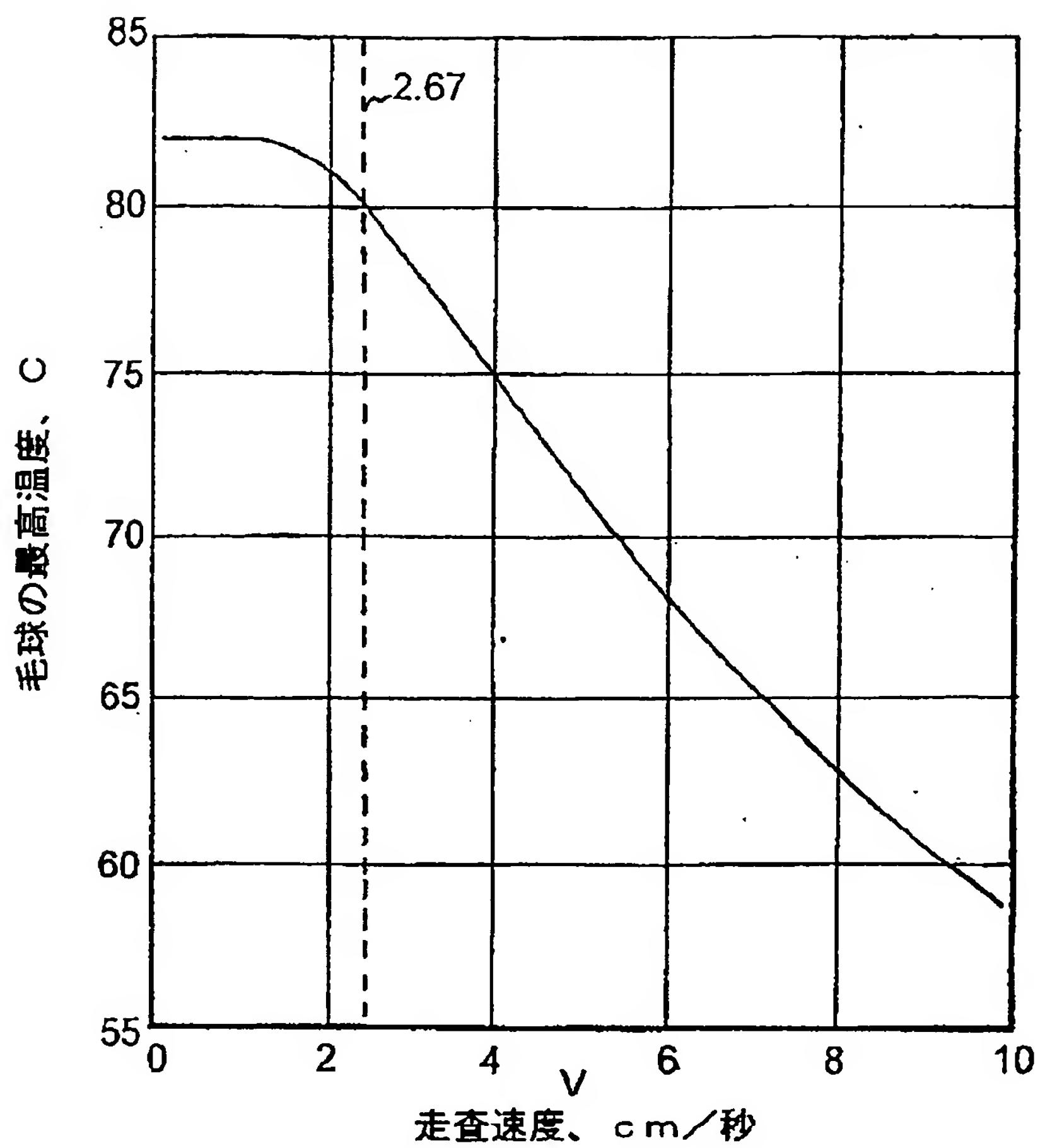


Fig. 15

【図16】

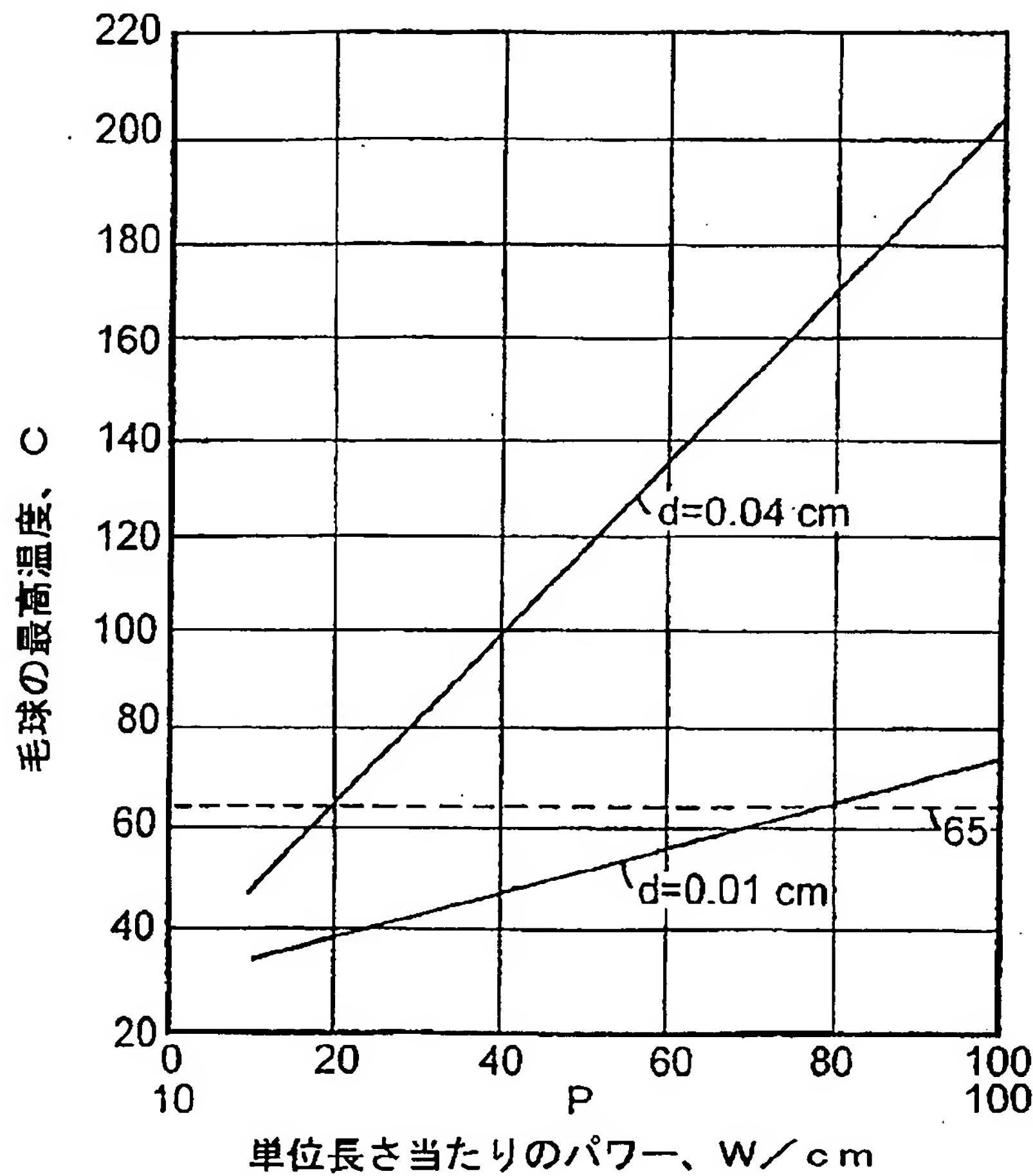


Fig. 16

【手続補正書】特許法第184条の4第4項

【提出日】平成10年11月9日(1998.11.9)

【補正内容】

19条補正による請求の範囲

(a) 皮膚を熱的に損傷させるのに十分な温度まで皮膚の何れの部分も加熱することなく、患者の皮膚を予熱して、選択された容積を選択された温度まで上昇させるステップと、

(b) 電磁放射線を前記選択された容積に付与するステップとを備え、放射線が、予熱と相俟って、前記選択された容積内の少なくとも1つの選択した生物学的構成要素に熱的損傷を与えるのに十分な波長、エネルギー及び持続時間である、方法。

57. 患者の皮膚の領域にて選択された皮膚科的処置法を行う装置にて使用されるヘッドにおいて、

細長い外面を有する非点収差レンズであって、該面の一側部が細長い線に沿つて前記領域内の患者の皮膚に接触する非点収差レンズと、

前記一側部以外のその一側部にて、前記レンズに対し前記皮膚科的処置法を行うのに適した波長の光を供給する機構と、

前記レンズが、該レンズに供給された光を患者の皮膚内の選択された深さまで集束せることとを備える、ヘッド。

58. 請求項57に記載のヘッドにおいて、前記レンズが筒形レンズであり、該筒形レンズの直径が、該レンズに供給された光が前記選択された深さまで集束されるようなものである、ヘッド。

59. 請求項58に記載のヘッドにおいて、前記筒形レンズが、前記ヘッドが前記領域の外側を移動するとき回転し得るように取り付けられる、ヘッド。

60. 請求項58に記載のヘッドにおいて、前記レンズが、通常、全内反射を有するように処理され、該全内反射が、患者の皮膚と接触したレンズの面にて中断する、ヘッド。

61. 請求項58に記載のヘッドにおいて、前記レンズが $\leq 10\text{mm}$ の曲率半径を有する、ヘッド。

6 2. 請求項 5 8 に記載のヘッドにおいて、前記選択された深さが、少なくとも部分的に毛の成長に寄与する毛包の一部に対する深さである、ヘッド。

6 3. 請求項 6 2 に記載のヘッドにおいて、前記選択された深さが、毛の膨張部分及び毛球の少なくとも一方の略深さである、ヘッド。

6 4. 請求項 5 8 に記載のヘッドにおいて、前記選択された深さが、約 1 nm 乃至 5 nm の範囲内にある、ヘッド。

6 5. 請求項 5 7 に記載のヘッドにおいて、前記機構が、前記細長い線に対して実質的に平行な線に沿って前記面に対し光を供給する、ヘッド。

6 6. 請求項 5 7 に記載のヘッドにおいて、前記機構により光が多岐に亘る角度にて前記レンズに供給される、ヘッド。

6 7. 請求項 5 7 に記載のヘッドにおいて、前記レンズが皮膚と接触する前、及び前記レンズが皮膚と接触している間の少なくとも一方の間、患者の皮膚を冷却する機構を備える、ヘッド。

6 8. 請求項 6 7 に記載のヘッドにおいて、前記冷却機構が前記レンズを冷却する機構を含む、ヘッド。

6 9. 請求項 5 7 に記載のヘッドにおいて、前記選択された深さが、少なくとも部分的に毛の成長に寄与する毛包の一部に対する深さである、ヘッド。

7 0. 請求項 6 9 に記載のヘッドにおいて、前記選択された深さが、毛の膨張部分及び毛球の少なくとも一方の略深さである、ヘッド。

7 1. 請求項 6 9 に記載のヘッドにおいて、前記選択された深さが、約 1 nm 乃至 5 nm の範囲内にある、ヘッド。

7 2. 請求項 5 7 に記載のヘッドにおいて、前記レンズが、前記細長い線に対して実質的に平行な長さ寸法を有する非点収差集束領域に対して前記選択された深さにて光を集めさせる、ヘッド。

7 3. 請求項 5 7 に記載のヘッドにおいて、前記機構が、前記レンズに沿ってその細長い方向に向けて前記光を走査し、該走査が選択された速度にて行われる、ヘッド。

7 4. 患者の皮膚の領域にて選択された皮膚科的処置法を行う装置にて使用され

るヘッドにおいて、

光受け取り領域と、患者の皮膚に接触し得るようにされた光供給領域と、前記受け取り領域に入る光を集束させる領域とを有する集束要素を備え、該焦点が、

前記要素が患者の皮膚と接触しているとき、選択された皮膚の深さにて細長い非点収差焦点であり、

前記皮膚科的処置法に適した波長の光を前記光受け取り領域に供給する機構を備える、ヘッド。

75. 請求項74に記載のヘッドにおいて、前記選択された深さが、少なくとも部分的に毛の成長に寄与する毛包の一部分に対する深さである、ヘッド。

76. 請求項75に記載のヘッドにおいて、前記選択された深さが、毛の膨張部分及び毛玉の少なくとも一方の略深さである、ヘッド。

77. 請求項74に記載のヘッドにおいて、前記選択された深さが約1nm乃至5nmの範囲内にある、ヘッド。

78. 請求項74に記載のヘッドにおいて、前記要素が皮膚接触する前及び前記要素が皮膚接触している間の少なくとも一方にて患者の皮膚を冷却する機構を備える、ヘッド。

79. 請求項1に記載の装置において、前記CW放射線源が高反復速度のパルス源であり、パルス反復速度（PRR）が、パルス間の遅れがヘッドが接触する前記面におけるヘッドの滞在時間以下（すなわち、 $PRR \geq V/d$ 、ここで、 $V =$ ヘッドの移動速度、 $d =$ ヘッドの移動方向への前記面の寸法）である、装置。

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/US98/09600

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC(6) : A61F 2/00  
US CL : 607/100

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

U.S. : 606/2, 9, 36; 607/88-90, 93, 96, 100-102

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search.(name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5,057,104 A (CHESS) 15 October 1991, entire document.	26, 27, 29-31, 47-49
Y		5, 6, 28, 56
X,P	US 5,683,380 A (ECKHOUSE et al) 04 November 1997, entire document.	1-4, 8, 10, 12, 13, 15, 16, 18, 24, 25, 32, 39-41, 45, 46
Y,P		11, 14, 19, 20, 50-55

Further documents are listed in the continuation of Box C.  See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T"	later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X"	document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"B" earlier document published on or after the international filing date	"Y"	document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Z"	document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		

Date of the actual completion of the international search

31 JULY 1998

Date of mailing of the international search report

08 SEP 1998

Name and mailing address of the ISA/US  
Commissioner of Patents and Trademarks  
Box PCT  
Washington, D.C. 20231

Faxsimile No. (703) 305-3230

Authorized officer  
RODALIND KEARNEY

Telephone No. (703) 308-27111

Form PCT/ISA/210 (second sheet)(July 1992)\*

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US98/09600

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y,P	US 5,662,644 A (SWOR) 02 September 1997, entire document.	7, 9, 17, 21-23, 33-38, 42-44

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet)(July 1992)★

---

フロントページの続き

(81) 指定国 EP(AT, BE, CH, CY,  
DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, I  
T, LU, MC, NL, PT, SE), AU, CN, J  
P, KR

(72) 発明者 アンダーソン, アール・ロックス  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州02173,  
レキシントン, マーレット・ロード 399